



**Mauro Cristiano  
Tavares Antunes**

**Algoritmos de síntese de sons pulmonares para um  
simulador de auscultação**





**Mauro Cristiano  
Tavares Antunes**

**Algoritmos de síntese de sons pulmonares para um  
simulador de auscultação**

Dissertação apresentada à Universidade de Aveiro para cumprimento dos requisitos necessários à obtenção do grau de Mestre em Engenharia de Automação Industrial, realizada sob a orientação científica de António Guilherme Rocha Campos, Professor Auxiliar do Departamento de Electrónica, Telecomunicações e Informática da Universidade de Aveiro e sob co-orientação de Pedro Miguel Ferreira de Sá Couto, Professor Auxiliar do Departamento de Matemática da Universidade de Aveiro.



**o júri / the jury**

presidente / president

**Professor Doutor Jorge Augusto Fernandes Ferreira**

Professor Auxiliar da Universidade de Aveiro

vogais / committee

**Professor Doutor Mário Jorge Ferreira Rodrigues**

Professor Adjunto da Universidade de Aveiro (arguente)

**Professor Doutor António Guilherme Rocha Campos**

Professor Auxiliar da Universidade de Aveiro (orientador)



**agradecimentos /  
acknowledgements**

Em primeiro lugar gostaria de agradecer aos meus orientadores, o professor Doutor Guilherme Campos e o professor Doutor Pedro Sá Couto, pela disponibilidade e apoio ao longo da dissertação.

Quero agradecer aos meus colegas e amigos, em especial o Bruno Rocha, que sempre disponibilizaram o seu tempo para me ajudar, e com os quais partilhei momentos de descontração.

Por último lugar, não menos importante, agradeço aos meus pais, pelo sacrifício que fizeram para eu poder frequentar a universidade e, porque sem eles, não seria a pessoa que sou hoje.





**palavras-chave**

Simulação clínica; manequins; estetoscópio; ciclos respiratórios; sons normais; sons adventícios ; crepitações (*crackles*); sibilos (*wheezes*); modelos matemáticos

**resumo**

A auscultação continua a ser uma ferramenta imprescindível no diagnóstico de patologias pulmonares, o que impõe grandes exigência na formação dos profissionais de saúde que a utilizam.

A presente dissertação aborda o desenvolvimento dum sistema de síntese de sons respiratórios para implementação em manequins de simulação clínica, com o objetivo de facilitar o treino em auscultação pulmonar. Pretende-se usar este sistema para o *upgrade* de manequins de baixa fidelidade existentes no centro de simulação clínica (SIMULA) da Universidade de Aveiro.

Com base em modelos matemáticos apresentados na literatura, foram desenvolvidos algoritmos de síntese de sons pulmonares normais e adventícios (i.e. associados a patologias), nomeadamente crepitações (*crackles*) e sibilos (*wheezes*). No caso da respiração normal é possível controlar o ciclo respiratório e parâmetros do modelo matemático usado, já para o modelo das crepitações, severidade, densidade, tipo e ponto de origem.



**keywords**

Clinical simulation; mannequins; stethoscope; respiratory cycles; normal sounds; adventitious sounds; crackles; wheezes; mathematical models.

**abstract**

Auscultation continues to be an essential tool in the diagnosis of pulmonary diseases, which imposes great demands on the training of health professionals who use it.

The present dissertation addresses the development of system for synthesizing respiratory sounds and its implementation in clinical simulation manikins, with the objective of facilitating training in pulmonary auscultation. This system intends to upgrade the low fidelity mannequins already available in the clinical simulation center of the University of Aveiro (SIMULA). Based on mathematical models presented in the literature, algorithms for synthesis of normal and adventitious lung sounds (i.e. associated with diseases) have been developed, namely, crackles and wheezing. In the case of normal breathing it is possible to control the respiratory cycle and parameters of the mathematical model used, and for the crackle model severity, density, type and point of origin.



# Conteúdo

<b>Conteúdo</b>	<b>i</b>
<b>Lista de Figuras</b>	<b>iii</b>
<b>Lista de Tabelas</b>	<b>v</b>
<b>Acrónimos</b>	<b>vii</b>
<b>Nomenclatura</b>	<b>ix</b>
<b>1 Introdução</b>	<b>1</b>
1.1 Simuladores de auscultação pulmonar . . . . .	1
1.2 Objetivos . . . . .	2
1.3 Organização da Dissertação . . . . .	2
<b>2 Auscultação pulmonar</b>	<b>5</b>
2.1 Introdução . . . . .	5
2.2 Sons respiratórios . . . . .	6
2.2.1 Sons respiratórios normais . . . . .	6
2.2.2 Sons adventícios pulmonares . . . . .	7
2.3 Patologias associadas ao SAP . . . . .	9
2.4 Formas de ondas características . . . . .	10
<b>3 Simuladores para treino de auscultação pulmonar</b>	<b>11</b>
3.1 Introdução . . . . .	11
3.2 Sistemas existentes . . . . .	11
3.3 Requisitos para um simulador de auscultação . . . . .	13
3.3.1 Formação em ambiente de simulação clínica . . . . .	13
3.3.2 Requisitos para a simulação clínica . . . . .	14
3.3.3 Plataforma de simulação . . . . .	15

<b>4</b>	<b>Modelos matemáticos para a síntese de sons respiratórios</b>	<b>17</b>
4.1	Introdução . . . . .	17
4.2	Modulação FM e AM . . . . .	17
4.2.1	Modulação em amplitude . . . . .	17
4.2.2	Modulação em frequência . . . . .	20
4.3	Modelo matemático para síntese de sons normais e sibilos . . . . .	21
4.3.1	Proposta de alteração ao modelo publicado . . . . .	28
4.4	Modelo para síntese de sibilos . . . . .	33
4.4.1	Frequência de amostragem e o teorema de <i>Nyquist</i> . . . . .	34
4.5	Modelos matemáticos para síntese de crepitação . . . . .	35
4.5.1	Modelo proposto por Du et al. . . . .	35
4.5.2	Modelo proposto por Kiyokawa et al. . . . .	36
<b>5</b>	<b>Algoritmos de síntese desenvolvidos</b>	<b>39</b>
5.1	Algoritmo para respiração normal . . . . .	40
5.1.1	Controlo do ciclo respiratório . . . . .	42
5.1.2	Variação de parâmetros do modelo matemático . . . . .	43
5.2	Algoritmo de síntese de crepitações . . . . .	44
5.2.1	Controlo de localização temporal das crepitações . . . . .	45
5.2.2	Variação dos parâmetros gerais . . . . .	45
5.3	Algoritmo de combinação do som normal com SAP . . . . .	47
5.4	Algoritmo para modelação do torso . . . . .	49
5.4.1	Modelação da respiração em função da localização . . . . .	50
5.4.2	Modelação de crepitações em função da localização . . . . .	52
5.5	Protótipo desenvolvido . . . . .	52
5.6	Reprodução de sons respiratórios . . . . .	53
5.6.1	Mistura de som normais com crepitações . . . . .	55
<b>6</b>	<b>Conclusões</b>	<b>59</b>
	<b>Bibliografia</b>	<b>61</b>
<b>A</b>	<b>Formas de onda de sons pulmonares</b>	<b>66</b>
<b>B</b>	<b>Resultados da implementação do modelo para a síntese de sibilo</b>	<b>69</b>
<b>C</b>	<b>Código</b>	<b>73</b>

# Lista de Figuras

1.1	Manequim de alta fidelidade utilizado no SIMULA. . . . .	2
2.1	Constituição do estetoscópio [3] . . . . .	5
2.2	Pontos de auscultação principais.[5] . . . . .	6
2.3	Sons gravados de paciente com tuberculose (amplitude-tempo).[23] . . . . .	10
2.4	Um ciclo respiratório com presença de sibilo na fase inspiratória e expiratória.[23] . . . . .	10
3.1	<i>The Complete Chest Examination (C&amp;S Solutions)</i> [24] . . . . .	12
3.2	<i>Learning Lung Sounds (Littmann)</i> . . . . .	12
3.3	Learning Lung Sounds (Stethographics) [27]. . . . .	13
3.4	Pontos de auscultação principais segundo a metodologia lecionada na ESSUA . . . . .	15
4.1	Exemplo de modulação em amplitude (AM) [32] . . . . .	18
4.2	Supressão da portadora [32] . . . . .	19
4.3	Supressão da banda lateral inferior [32]. . . . .	20
4.4	Exemplo de modulação em frequência [36]. . . . .	20
4.5	Modelo de Lu et al. [28] . . . . .	22
4.6	Síntese da respiração segundo o modelo Lu et al. . . . .	23
4.7	Síntese de sibilos segundo o modelo Lu et al. . . . .	23
4.8	Etapas para geração do perfil da respiração . . . . .	25
4.9	Sinal obtido na modulação em Frequência (respiração) . . . . .	26
4.10	Sinal obtido na modulação em Amplitude. . . . .	26
4.11	Sinal da respiração normal . . . . .	27
4.12	Resultados obtidos na síntese de som respiratório normal segundo o modelo de Lu et al. . . . .	28
4.13	Comparação entre as ondas proposta por Lu et al. e as da literatura . . . . .	29
4.14	Comparação entre a modulação em frequência por Lu et al. e a proposta . . . . .	30
4.15	(a) Sinal AMFM segundo a equação 4.6. . . . .	31
4.16	Comparação da componente AM-FM (respiração). . . . .	32

4.17	Comparação da respiração normal (a) Proposta de correção (b) Artigo. . . .	33
4.18	Resultados obtidos na síntese de sibilos segundo o modelo de Lu et al. . . . .	34
4.19	Comparação entre crepitação proposta por Du et al. e implementada em <i>MA-TLAB</i> . . . . .	36
4.20	Comparação entre o sinal obtido Kiyokawa et al. e implementado. . . . .	37
5.1	Diagrama geral para síntese dum som respiratório face a posição do estetoscópio.	39
5.2	Comparação entre som respiratório normal obtido por síntese segundo o modelo Lu et al. (2011) e o som real. . . . .	40
5.3	Aplicação de duas funções RC para obter o ciclo respiratório. . . . .	41
5.4	Comparação da síntese de respiração normal com alteração do ciclo RC. . . .	42
5.5	Diagrama funcional para a síntese de crepitações. . . . .	44
5.6	Inserção das crepitações na fase inicial da inspiração . . . . .	45
5.7	Variação em amplitude de crepitações ( $A_c=0.25$ , $\Delta a_c=0.25$ , $t_c=10ms$ , $\Delta t_c=0ms$ ).	46
5.8	Variação de tempo entre cada crepitação ( $A_c=0.25$ , $\Delta a_c=0$ , $T_c=10ms$ , $\Delta t_c=25ms$ ).	46
5.9	Mistura da respiração normal (síntese) com crepitações. . . . .	47
5.10	Análise da energia da respiração normal. . . . .	48
5.11	Aplicação do controlo de amplitude em função da energia . . . . .	49
5.12	Ponto de origem para referencia na modelação . . . . .	50
5.13	Exemplo da matriz (4x4) de atenuação da respiração normal. . . . .	51
5.14	Exemplo duma matriz de maior dimensão . . . . .	51
5.15	Matriz (4x4) de atenuação das crepitações. . . . .	52
5.16	Simulador de auscultação pulmonar desenvolvido. . . . .	53
5.17	Som normal real obtido por aquisição multi-canal . . . . .	54
5.18	Comparação do som real com o obtido por síntese . . . . .	55
5.19	Som real da doença bronquiectasia . . . . .	56
5.20	Comparação do som real com o obtido por síntese (bronquiectasia) . . . . .	57
B.1	Síntese de sibilos segundo o modelo Lu et al. . . . .	69
B.2	Ciclo com ruído branco. . . . .	70
B.3	Comparação da componente FM . . . . .	70
B.4	Comparação da componente AM. . . . .	71
B.5	Sinal final da síntese de sibilos. . . . .	72



# Lista de Tabelas

2.1	Características dos sons normais.[6, 7, 8, 9]	7
2.2	Tabela descritiva de sons adventícios pulmonares	8
2.3	Lista de patologias em função do som adventício. [12]	9
3.1	Parâmetros requeridos para alteração dos sons respiratórios.	14
4.1	Parâmetros do modelo de Kiyokawa et al.	38
5.1	Parâmetros de entrada do algoritmo de crepitação	44
5.2	Tempos de ciclo do som normal.	54
5.3	Tempos de ciclo Bronquiectasia.	56



# Acrónimos

**AM** Amplitude modulation

**DSB-SC** Double-sideband suppressed-carrier

**ESSUA** Escola Superior de Saúde de Aveiro

**FM** Frequency modulation

**fs** Sampling frequency

**SAP** Sons Adventícios Pulmonares

**SSB-SC** Single-sideband suppressed-carrier



# Nomenclatura

$A_c$  Amplitude mínima da crepitação

$\Delta a_c$  Variação de amplitude duma crepitação

$\Delta N_c$  Variação do número de crepitações

$\Delta t_c$  Variação de duração duma crepitação

$N_c$  Número mínimo de crepitações

$T_c$  Duração mínima da crepitação

$T_e$  Tempo de expiração

$T_1$  Localização temporal final

$T_i$  Tempo de inspiração

$T_0$  Localização temporal inicial

$T_r$  Tempo de repouso entre ciclos respiratórios



# Capítulo 1

## Introdução

A auscultação pulmonar continua a ser uma das ferramentas de diagnóstico médico mais usadas, pois permite obter informação valiosa, de forma rápida, fácil, económica e segura, evitando, em primeira instância, o recurso a técnicas intrusivas como o radiografia.

A auscultação baseia-se no recurso a um estetoscópio para tornar audíveis os sons produzidos pelo sistema respiratório. Estes são categorizados em dois grupos:

- **sons normais** - resultado da passagem de ar pelas vias respiratórias na ausência de patologias;
- **sons adventícios** - alterações nos sons respiratórios normais devidas à presença de patologias.

### 1.1 Simuladores de auscultação pulmonar

A simulação clínica tem vindo a assumir crescente importância na formação pré e pós-graduada de profissionais de saúde, por permitir a criação de cenários realistas em ambiente controlado, garantindo segurança nas atividades de treino e o bem-estar dos formandos [1].

Por exemplo, o Centro de Simulação Clínica da Universidade de Aveiro (SIMULA), dispõe de simuladores de alta-fidelidade (figura 1.1) e de sistemas multimédia para gravação de vídeo e áudio, o que favorece um ensino focado no estudante, facilitando a integração dos conhecimentos adquiridos.

No SIMULA existem também manequins de baixa fidelidade, que apenas reproduzem de forma realista o peso e a textura da pele. O seu impacto educativo é menor, pois têm baixa capacidade de promover interatividade entre aluno e "paciente".

Esta dissertação enquadra-se no objetivo de aumentar o seu potencial educativo através da incorporação de novas funcionalidades – neste caso, a auscultação pulmonar.



Figura 1.1: Manequim de alta fidelidade utilizado no SIMULA.

## 1.2 Objetivos

Em geral, os simuladores de auscultação pulmonar recorrem a bases de dados de sons respiratórios previamente gravados e catalogados, o que restringe a sua aplicação a cenários pré-definidos. A dificuldade em adquirir e ampliar as bases de dados de sons respiratórios limita muito a sua versatilidade.

É, por isso, desejável o desenvolvimento de sistemas capazes de simular sons respiratórios normais e adventícios com base em algoritmos de síntese. Tais sistemas possibilitariam aos formadores de profissionais de saúde a criação expedita de cenários de treino realistas tendo em conta todos os fatores influentes:

- idade, género e características morfológicas do paciente
- tipo e gravidade da patologia
- ponto de auscultação

Com esse objetivo em vista, o primeiro foco do presente trabalho é o desenvolvimento dum algoritmo capaz de sintetizar sons respiratórios normais em qualquer ponto de auscultação no torso dum paciente.

O segundo foco é a "contaminação" desses sons normais com sons adventícios, nomeadamente crepitações (*crackles*) e sibilos (*wheezes*) apropriados ao tipo e gravidade da patologia.

Por último, pretende-se implementar e validar os algoritmos desenvolvidos nos manequins de baixa fidelidade disponíveis no SIMULA.

## 1.3 Organização da Dissertação

Segue-se um breve resumo dos capítulos em que esta dissertação se encontra organizada:

**Capítulo 2** - Estado da arte sobre auscultação pulmonar, focando as propriedades acústicas da respiração e a correlação entre sons adventícios e doenças pulmonares.

**Capítulo 3** - Pesquisa sobre simuladores de auscultação pulmonar para formação de pro-



fissionais de saúde e análise das suas limitações. Estabelecimento, com o auxílio de professores da Escola Superior de Saúde de Aveiro (ESSUA) especializados nesta área, de requisitos para o desenvolvimento da ferramenta pretendida.

**Capítulo 4** - Apresentação e análise de modelos matemáticos propostos na literatura para síntese de sons respiratórios normais, sibilos e crepitações. Discussão de problemas relacionados com a sua implementação.

**Capítulo 5** - Apresentação dos algoritmos desenvolvidos com base nos modelos estudados. Implementação da ferramenta educativa com base nos requisitos estabelecidos no capítulo 3.

**Capítulo 6** - Conclusões e reflexões sobre os resultados obtidos; apresentação de propostas de trabalho futuro.



## Capítulo 2

# Auscultação pulmonar

### 2.1 Introdução

O diagnóstico de doenças pulmonares com recurso ao estetoscópio iniciou-se há cerca de 200 anos. Em 1816, *René Laennec* deparou-se com uma paciente obesa que, devido às normas sociais e culturais da altura, o impedia de exercer as suas atividades médicas, pois o método então usado implicava a colocação do ouvido no tórax da paciente. *Laennec* teve a ideia de usar um pedaço de papel enrolado em forma de cone, para evitar o contacto direto com a paciente. Admirado com a clareza e amplitude do som escutado, *Laennec* melhorou o conceito substituindo o papel por madeira. Sucessivas evoluções conduziram o estetoscópio à sua forma moderna (figura 2.1) [2].



Figura 2.1: Constituição do estetoscópio [3]

O exame de auscultação pulmonar é feito com o paciente sentado e com o tórax total ou parcialmente despido, para permitir um bom acoplamento do estetoscópio. O profissional de saúde deve pedir ao paciente que inspire e expire profundamente e comparar as diferenças entre os lados direito e esquerdo, seguindo a ordem de auscultação indicada na figura 2.2 [4].

Caso seja identificada alguma anormalidade deve ser anotada a fase em que ocorre (inspiração/expiração), assim com as suas características acústicas.

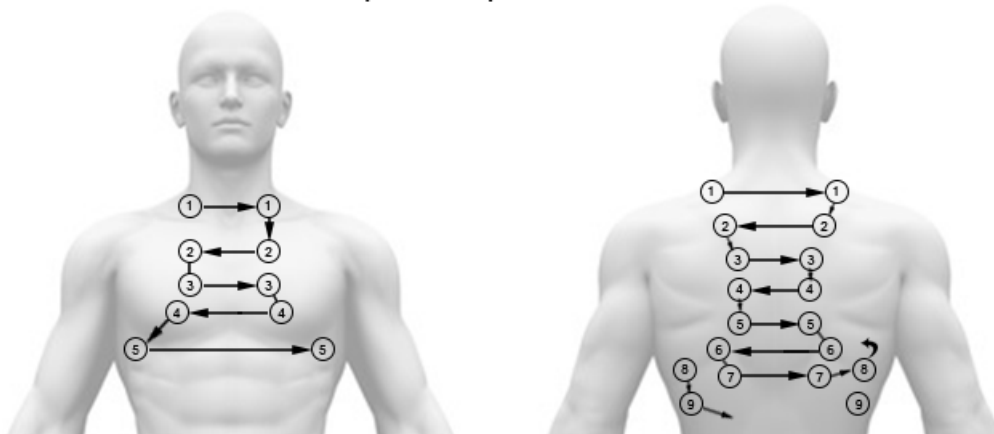


Figura 2.2: Pontos de auscultação principais.[5]

## 2.2 Sons respiratórios

Como referido anteriormente, distinguem-se dois grupos de sons respiratórios: normais e adventícios. Estes últimos, também designados SAP (sons adventícios pulmonares), são indicadores de problemas do foro respiratório [6].

### 2.2.1 Sons respiratórios normais

Na Tabela 2.1 é apresenta de forma sucinta descrição dos sons normais, as suas características em relação a fases da respiração e a localização onde é normalmente escutado.

Som Normal	Descrição	Características	Localização
Vesicular	Som suave de baixa frequência, causado pela passagem de ar nas vias de ar de menor dimensão (bronquíolos e alvéolos)	Ouvido na ins-piração, que é 2.5 vezes mais longo que a fase ex-piratória (relação 5:2)	Sobre a zona periférica do pulmão, melhor escutado na base dos pulmões.
Bronco Vesicular	Som de media intensidade, criado pela passagem de ar pelas vias de maior dimensão (brônquios)	Igual na fase inspiratória e expiratória (relação 1:1)	Entre a escápula e o esterno lateral, no primeiro e segundo espaço intercostal.
Traqueal	Som intenso de timbre áspero, criado pela passagem do ar pela traqueia (entre a cavidade nasal e os brônquios principais)	Mais alto que os sons vesiculares, tem uma fase inspiratória curta e uma longa fase expiratória (relação 1:2)	Sobre a traqueia (normalmente não escutado sobre o tecido pulmonar)

Tabela 2.1: Características dos sons normais.[6, 7, 8, 9]

### 2.2.2 Sons adventícios pulmonares

Os sons adventícios têm características acústicas específicas, o que permite aos profissionais de saúde identificar determinadas doenças ou problemas [10]. Pode-se caracterizar os sons adventícios em [11]:

**Crepitações:** “*As Crepitações são sons breves e descontínuos que podem surgir quer pela abertura rápida das pequenas vias aéreas, ao colapsar durante a expiração, quer pela passagem de ar através de secreções presentes nas vias aéreas. Podem ser difusas ou localizadas... finas ou grossas.*”

**Sibilos:** “*Os Sibilos são sons agudos, prolongados no tempo e habitualmente mais audíveis durante a expiração. Têm origem na circulação de ar através das pequenas vias aéreas diminuídas de calibre (por edema da mucosa, espasmo do músculo liso brônquico ou pela presença de secreções)*”.

**Roncos:**” *Os Roncos já são sons mais graves, prolongados no tempo com origem na circulação de ar através das vias aéreas de maior calibre, estenosadas. “*

**Atrito pleural:**” *O Atrito Pleural é som áspero, geralmente localizado, tipicamente presente na inspiração e expiração. Deve-se à fricção dos dois folhetos pleurais inflamados”*

A Tabela 2.2 apresenta informação adicional para os sons adventícios de forma resumida para cada um.

SAP	Descrição	Causas	Localização
Crepitações	Sons descontinuo, de forma curta e explosiva. Escutado na inspiração, mas é possível ouvir-se na fase inspiratória e expiratória. Pode não ser limpo pela tosse.	Passagem de ar por fluidos ou muco em qualquer passagem de ar.	Comum ouvir-se nas bases dos lobos pulmonares.
Roncos	Som contínuo de baixa frequência. Escutado na expiração, mas é possível escutar-em ambas as fases. Pode alterado pela tosse.	Passagem do ar por vias respiratórias obstruídas, resultante de secreções, inchaço ou tumores	Predominantemente sobre a traqueia.
Atrito Pleural	Rangido ou crepitação escutado na inspiração e expiração. Não aliviado ao tossir.	Produzido pelo atrito de pleuras inflamadas.	Ouvido nas zonas de grande expansão torácica
Sibilos	Sons contínuos , com frequência alto parecidos, com “assobios”. Escutado na fase expiratória. Não se altera com a tosse.	Passagem do ar por brônquios constringidos resultante de secreções, inflamações ou tumores.	Escutado sobre o pulmão.

Tabela 2.2: Tabela descritiva de sons adventícios pulmonares

## 2.3 Patologias associadas ao SAP

Como mencionado anteriormente os sons adventícios são elementos indicativos de patologias respiratórias que por sua vez podem identificar qual a patologia presente, a sua localização e a gravidade. A Tabela 2.3 mostra apenas algumas correlações entre os SAP e as doenças.

SAP	Patologias associadas
Crepitações	Fibrose cística
	Bronquite crónica
	Bronquiectasia
Roncos	Estenose pulmonar
	Pneumonia
	Enfisema
Atrito Pleural	Tuberculose
	Embolia Pulmonar
	Cancro do Pulmão
Sibilos	Traqueobronquite
	Asma
	Bronquilolite

Tabela 2.3: Lista de patologias em função do som adventício. [12]

São agora apresentados alguns exemplos que demonstram características das SAP em relação ao ciclo respiratório. A **asma** é uma doença crónica que provoca a inflamação e obstrução dos brônquios, a asma é caracterizada pela presença de sibilos (“assobios”) na fase expiratória. No entanto pode aparecer na fase inspiratória o que revela obstruções mais severa das vias respiratórias [13].

A **bronquiectasia** é a dilatação permanente dos brônquios, que pode ser de origem congénita ou provocado por inflamações recorrentes [14]. É caracterizado pela presença de crepitações no início e meio da inspiratória, desvanecendo no fim da fase inspiratória, ao contrário da bronquite crónica que apresenta crepitações apenas no início[15].

A **tuberculose** é uma doença crónica contagiosa causada pela bactéria *Mycobacterium tuberculosis* [16], que em caso de complicações pode dar origem a estenose pulmonar, que se caracteriza pela presença de roncos na fase expiratória[17].

**Embolia pulmonar** é uma obstrução grave da artéria pulmonar ou um dos seus ramos[18], em certos caso é caracterizada pela presença de crepitações e fricção pleural na fase inspiratória e expiratória [19].

## 2.4 Formas de ondas características

Tanto sons pulmonares normais e adventícios tem características acústicas distintas e podem ser caracterizados pelas suas formas de ondas[20]. No anexo A [21] é apresentada uma tabela com as formas de onda, para cada um dos sons pulmonares.

A Figura 2.3 demonstra três ciclos respiratórios, dum paciente com tuberculose, onde está presente crepitações na fase inspiratória [22].

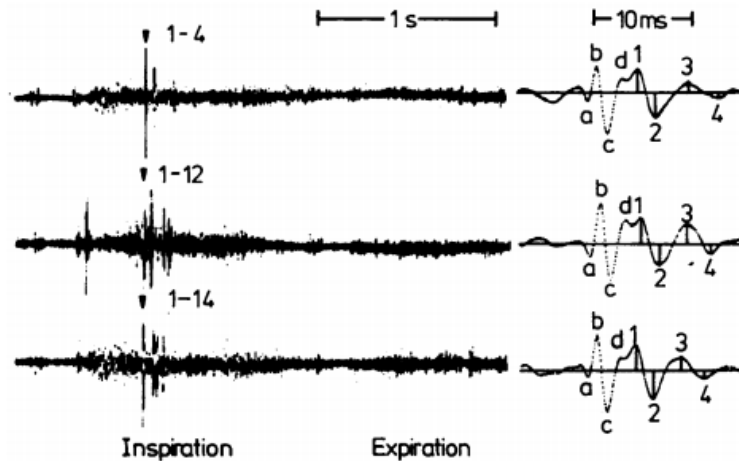


Figura 2.3: Sons gravados de paciente com tuberculose (amplitude-tempo).[23]

Na Figura 2.4 é apresentado também uma onda (amplitude/tempo) dum paciente com asma, em que está presente sibilos na fase inspiratória e expiratória [23]. No entanto, a sua percepção é difícil devido ao sibilo ser uma alteração da respiração normal.

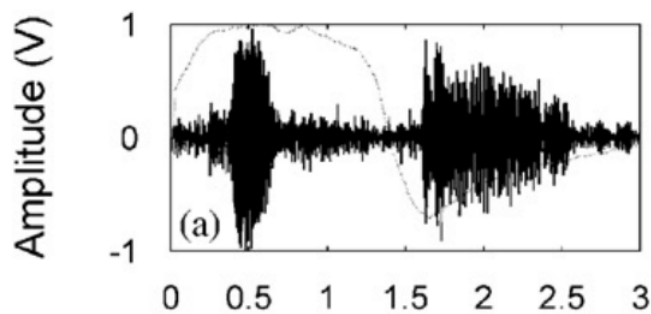


Figura 2.4: Um ciclo respiratório com presença de sibilo na fase inspiratória e expiratória.[23]



## Capítulo 3

# Simuladores para treino de auscultação pulmonar

### 3.1 Introdução

A formação prática na área da auscultação pulmonar baseia-se em treino repetitivo. Para adquirirem as desejadas competências de diagnóstico (capacidade de identificar sons adventícios e sua correlação com patologias), os formandos devem praticar em condições tão abrangentes quanto possível, nomeadamente em termos de características do paciente (idade, género, morfologia...), patologia (tipo, gravidade, localização...) e ponto de auscultação.

O treino de auscultação baseado em pacientes reais coloca múltiplas dificuldades, relacionadas com o acesso aos pacientes e a multiplicidade de doenças possíveis. O recurso a *software* de simulação clínica pode solucionar este problema.

Neste capítulo faz-se um levantamento e análise de *software* usado na formação dos profissionais de saúde na área da auscultação pulmonar.

### 3.2 Sistemas existentes

Constatou-se, no levantamento efetuado, que a generalidade dos sistemas disponíveis no mercado de *software* de simulação clínica não utilizam algoritmos de síntese de sons; ao invés, recorrem a bases de dados de sons respiratórios previamente gravados. Segue-se a apresentação de alguns exemplos ilustrativos.

#### *The Complete Chest Examination (C&S Solutions)* [24]

*Software* pago, desenvolvido pela *C&S solutions* para o sistema operativo *Windows*. Abrange não só o treino de auscultação pulmonar mas também de outras técnicas, tais como auscultação cardíaca e percussão. Inclui tutoriais de apoio, detalhando as técnicas de auscultação.

A sua base de dados tem cerca de 40 sons. Na Figura 3.1 é apresentado um exemplo da

interface para auscultação pulmonar.

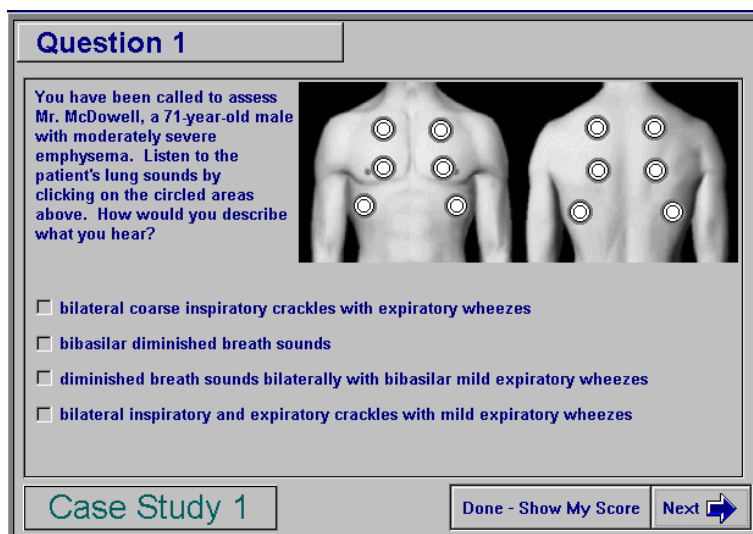


Figura 3.1: *The Complete Chest Examination (C&S Solutions)* [24]

### *Learning Lung Sounds (Littmann)*[25]

É um *software* pago desenvolvido para os sistemas operativos *Windows* e *MAC* – vide figura 3.2. Apenas funciona em conjunto com os estetoscópios da *Littmann*. Permite a reprodução de sons de casos reais, já estudados, e visualizar as correspondentes formas de onda.

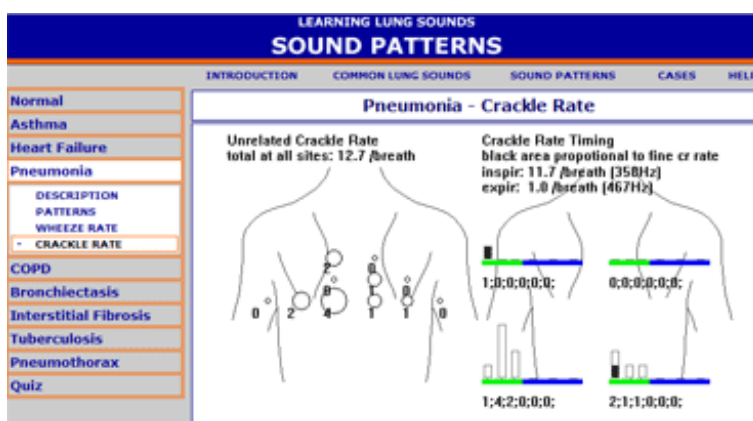


Figura 3.2: *Learning Lung Sounds (Littmann)*

### *Learning Lung Sounds (Stethographics)*[26]

Aplicação desenvolvida para *Windows*, que permite escutar sons pulmonares e cardíacos – vide Figura 3.3. Os sons foram gravados em sete casos clínicos reais, utilizando dezasseis localizações.



Figura 3.3: Learning Lung Sounds (Stethographics) [27].

### 3.3 Requisitos para um simulador de auscultação

É necessário estabelecer um conjunto de requisitos que permitam a construção e a validação do software, como ferramenta de simulação clínica. Para isso, recorreu-se junto do Professor João Lindo, docente na área de enfermagem na escola da saúde da universidade de Aveiro (ESSUA), procurando determinar quais os elementos essenciais do simulador.

#### 3.3.1 Formação em ambiente de simulação clínica

Na formação dos alunos são usados ambientes controlados, onde o aluno é posto perante uma situação “real”, no qual é pedido que este ausculte o manequim e determine quais as patologias presentes, aplicando de forma correta os conhecimentos adquiridos previamente, na componente teórica. A patologia que o aluno tem de identificar é escolhida antecipadamente pelo formador. É possível então analisar o problema em duas fases, a pré-simulação e a simulação.

A pré-simulação engloba todo o trabalho que é feito pelos formadores antes da simulação, e passa por estabelecer a patologia a simular, através da sua seleção dentro duma lista pré-estabelecida. Um dos problemas que surge, é que não é possível adicionar patologias ou criar novas<sup>1</sup> à lista de sons disponíveis, devido às limitações do *software*, pois, levaria à alteração do código original o que consequentemente impede o controlo por parte dos profissionais médicos.

Além disso, surge também a falta de controlo, sobre os parâmetros ligados a patologia e

<sup>1</sup>variações do som escutado devido à progressão da patologia ou alteração

as suas variantes como, a intensidade/severidade e a sua localização no sistema respiratório.

O problema crucial mencionado é o facto de não ser possível auscultar todo o torso, sendo o simulador limitado aos pontos principais. Isto é tido como um problema crítico, já que uma das componentes essenciais na auscultação é o correto posicionamento do estetoscópio no local exato, o que não permite aos alunos aprender através dos erros.

Outro aspeto mencionado é a interferência da posição do paciente na auscultação, já que o fato de estar deitado leva a presença de sons adventícios em certos pontos, que não aparecem quando este se encontra sentado.

### 3.3.2 Requisitos para a simulação clínica

O primeiro requisito é a simulação do som respiratório normal que é auscultado num paciente normal sem qualquer problema respiratório. Este requisito é tido como indispensável já que todos os subseqüentes sons são uma mistura ou alteração deste.

A simulação de todos os sons adventícios são o elemento basilar para a deteção das diversas patologias, no entanto, após a discussão, foi estipulado que o foco seria na síntese de crepitações e sibilos. Isto segue em conformidade com os sons mais comuns e que são abordados e lecionados na ESSUA.

Criação de múltiplas doenças é o foco principal, pelo que se estabelece um conjunto de parâmetros na tabela 3.1 para o controlo sobre síntese da respiração normal e adventícios, numa forma simples e intuitivas para os profissionais de saúde. De forma a permitir criar uma doença em específico através da escolha dos valores de cada parâmetro.

Som	Parâmetro
Respiração normal	Duração do tempo de ciclo
	Controlo da intensidade
	Locais onde é escutado
Crepitação	Local de origem no torso
	Localização no ciclo respiratório
	Controlo da intensidade
	Tipo de crepitação (fina, grossa)
Sibilo	Local de origem no torso
	Localização no ciclo respiratório
	Controlo da intensidade

Tabela 3.1: Parâmetros requeridos para alteração dos sons respiratórios.

A simulação de todo o torso é um dos elementos essenciais, visto confere um elevado nível de realismo. Para além de permitir aos instrutores perceber se os instruendos colocam o estetoscópio nas posições corretas.

Face à simulação de todo o torso estipulou-se que, para atingir as necessidades da ESSUA, apenas é necessário a simular a parte frontal do torso excluindo assim a parte lateral e posterior. Já em relação aos pontos de auscultação principais seguiu-se o modelo da figura 3.4 que é usado atualmente pela ESSUA.

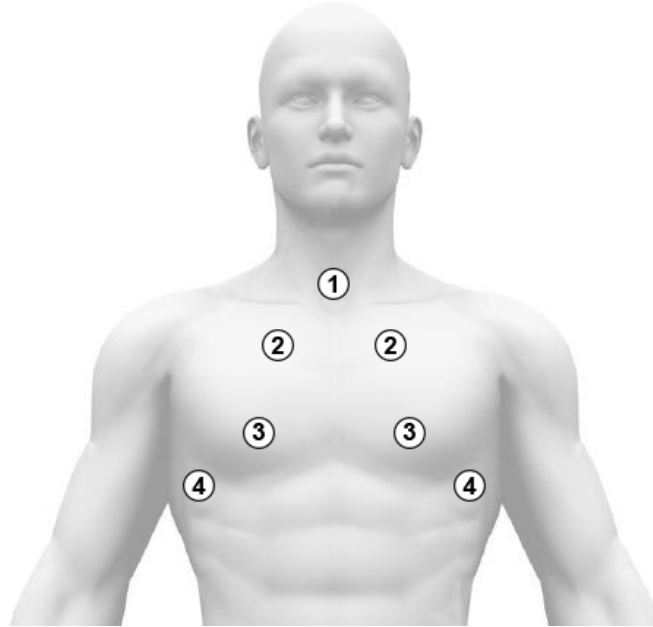


Figura 3.4: Pontos de auscultação principais segundo a metodologia lecionada na ESSUA

### 3.3.3 Plataforma de simulação

Para a primeira fase da plataforma estipula-se o desenvolvimento duma aplicação com interface gráfica que permita simular a auscultação do torso, para tal deve ser apresentado uma figura representativa do torso humano, no qual se seleciona o ponto a auscultar. Isto tem como função simular a colocação do estetoscópio. Após a seleção deverá ser escutado o som respiratório correspondente, com base nas escolhas feitas previamente.

A partir do requisito da subsecção 3.3.2 e tendo em conta o trabalho que é feito na pré-simulação por parte dos instrutores. Estabelece a possibilidade selecionar a doença simulada através duma lista previamente "guardada", ou seja, os parâmetros de síntese já foram escolhido para a doença pretendida. Caso contrário é possível adicionar a lista uma nova doença, através da escolha de novos parâmetros.

Por fim, a implementação do *software* com um manequim de baixa fidelidade do SIMULA para *feedback* do ponto de auscultação selecionado, substituindo assim a seleção na interface gráfica.



## Capítulo 4

# Modelos matemáticos para a síntese de sons respiratórios

### 4.1 Introdução

Os requisitos propostos no capítulo 3 pressupõem soluções baseadas em síntese (e não pré-gravação) de som, o que conduziu ao estudo dos modelos matemáticos propostos na literatura para o efeito.

Para a síntese de sons respiratórios normais e sibilos, optou-se pela metodologia de Lu et al. (2011), visto estes afirmarem que é possível usar essencialmente o mesmo modelo em ambos os casos, sendo apenas necessárias ligeiras alterações nos parâmetros.

Para síntese de crepitações abordam-se dois modelos matemáticos distintos, um proposto por Du et al. (1997) e outro por Kiyokawa et al. (2001).

### 4.2 Modulação FM e AM

Dada a abordagem de Lu et al. (2011) é conveniente começar por uma breve revisão sobre certos aspetos de processamento de sinal; em particular, as técnicas de modulação de frequência (FM) e de amplitude (AM).

As técnicas de modulação de sinal são essenciais em telecomunicações. Trata-se de incorporar num sinal elétrico de elevada frequência, adequado a rádio-transmissão (designado onda *portadora*) a informação do sinal que se pretende transmitir (sinal *modulante*). O sinal resultante (*modulado*) é desmodulado após receção para extrair a informação útil.

#### 4.2.1 Modulação em amplitude

A modulação em amplitude (*Amplitude Modulation* AM é um método de modulação de sinal baseado na alteração da amplitude da portadora (*carrier*) [31] - vide figura 4.1.

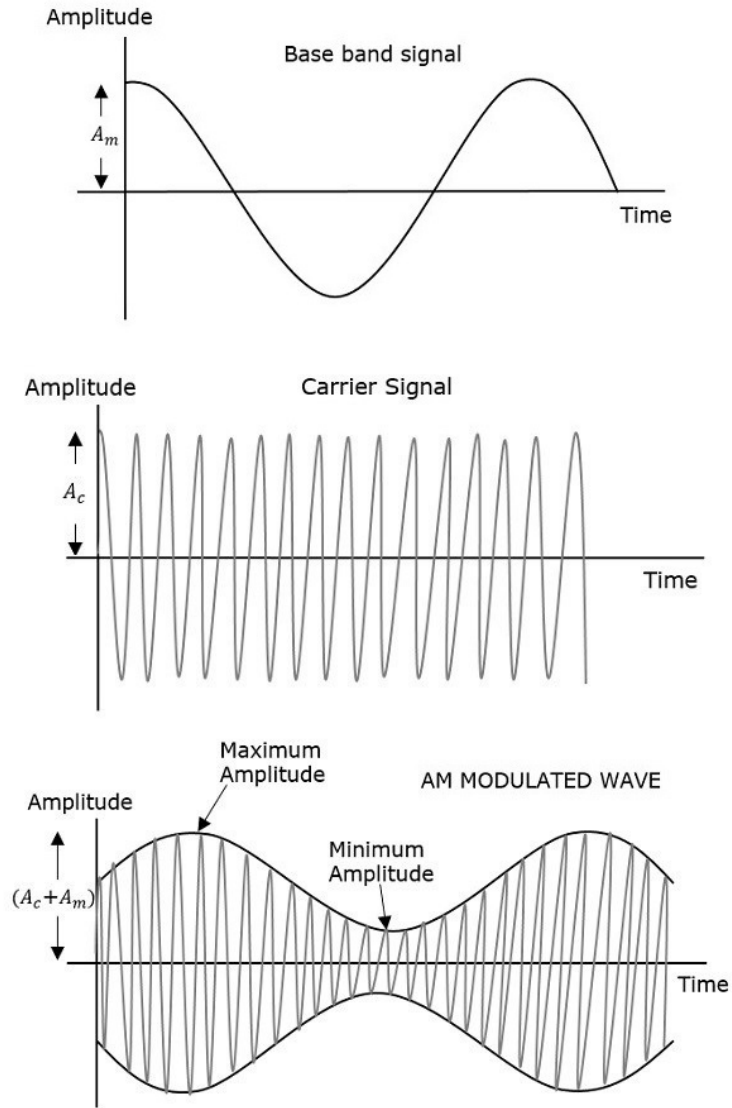


Figura 4.1: Exemplo de modulação em amplitude (AM) [32]

Admitindo que a mensagem é um sinal sinusoidal de amplitude  $A_m$  e frequência  $f_m$ ,

$$m(t) = A_m \cos(2\pi f_m t) \quad (4.1)$$

e modula uma portadora de frequência  $f_c$  e amplitude  $A_c$ ,

$$c(t) = A_c \cos(2\pi f_c t) \quad (4.2)$$

o sinal modulado (AM) pode ser escrito da seguinte forma (*Double Sideband Full Carrier*):

$$s_{AM}(t) = [A_c + A_m \cos(2\pi f_m t)] \cos(2\pi f_c t) \quad (4.3)$$



Na proposta de Lu et al. (vide diagrama funcional na figura 4.5) é usada a variante de modulação AM *DSB-SC* (*Double-sideband suppressed-carrier*) em que a portadora é suprimida, como ilustra a figura 4.2 (Em rádio-transmissão, isto permite reduzir a energia desperdiçada, já que a portadora não transmite informação útil).[33]

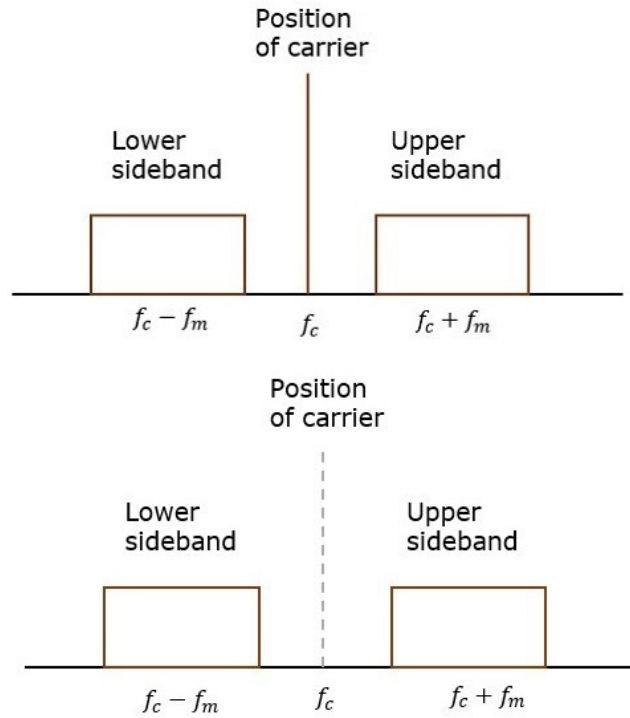


Figura 4.2: Supressão da portadora [32]

Considerando novamente as equações 4.1 e 4.2, a modulação *DSB-SC* pode-se representar por:

$$y_{dsb_{sc}}(t) = m(t)c(t) \quad (4.4)$$

ou seja

$$y_{dsb_{sc}}(t) = A_m A_c \cos(2\pi f_m t) \cos(2\pi f_c t) \quad (4.5)$$

o que resulta em

$$y_{dsb_{sc}}(t) = \frac{A_m A_c}{2} \left[ \cos(2\pi(f_c - f_m)t) + \cos(2\pi(f_c + f_m)t) \right] \quad (4.6)$$

Uma outra variante de modulação AM é a *SSB-SC* (*Single-sideband suppressed-carrier*), em que uma das bandas laterais é suprimida, visto que ambas transmitem exatamente a

mesma informação - vide figura 4.3.

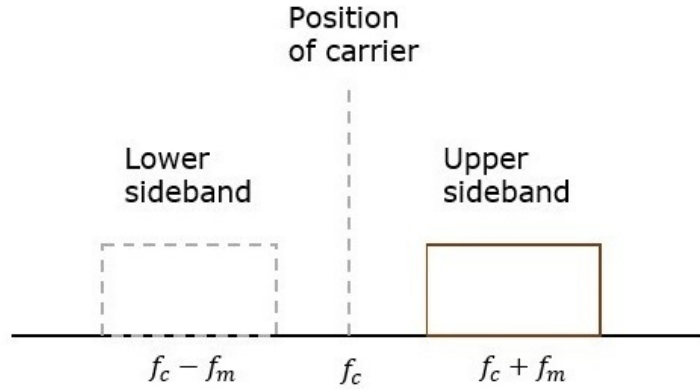


Figura 4.3: Supressão da banda lateral inferior [32].

Consoante seja mantida a banda superior ou inferior temos, respetivamente [34]:

$$y_{ssb_{sc}}(t) = \frac{A_m A_c}{2} \cos \left[ 2\pi(f_c + f_m)t \right] \quad (4.7)$$

ou

$$y_{ssb_{sc}}(t) = \frac{A_m A_c}{2} \cos \left[ 2\pi(f_c - f_m)t \right] \quad (4.8)$$

#### 4.2.2 Modulação em frequência

Na modulação em frequência (FM) é a frequência da portadora, e não a sua amplitude, que varia em função da amplitude da mensagem - vide exemplo figura 4.4 [35].

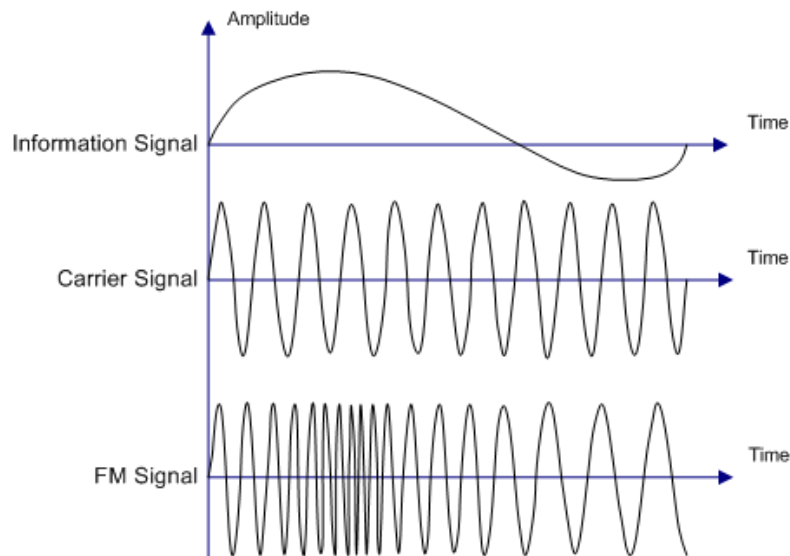


Figura 4.4: Exemplo de modulação em frequência [36].

Continuando a considerar a portadora dada pela equação 4.2, e sendo  $m(t)$  o sinal modulante, a expressão do sinal modulado em FM é:

$$y_{FM} = A_c \cos \left( 2\pi f_c t + 2\pi f_\Delta \int_0^t m(t) dt \right) \quad (4.9)$$

onde  $f_\Delta$  (desvio de frequência) é dado por  $f_\Delta = K_f A_m$ , sendo  $A_m$  a amplitude de  $m(t)$  e  $K_f$  a sensibilidade do modulador.

Se  $m(t)$  for sinusoidal (equação 4.1) verifica-se

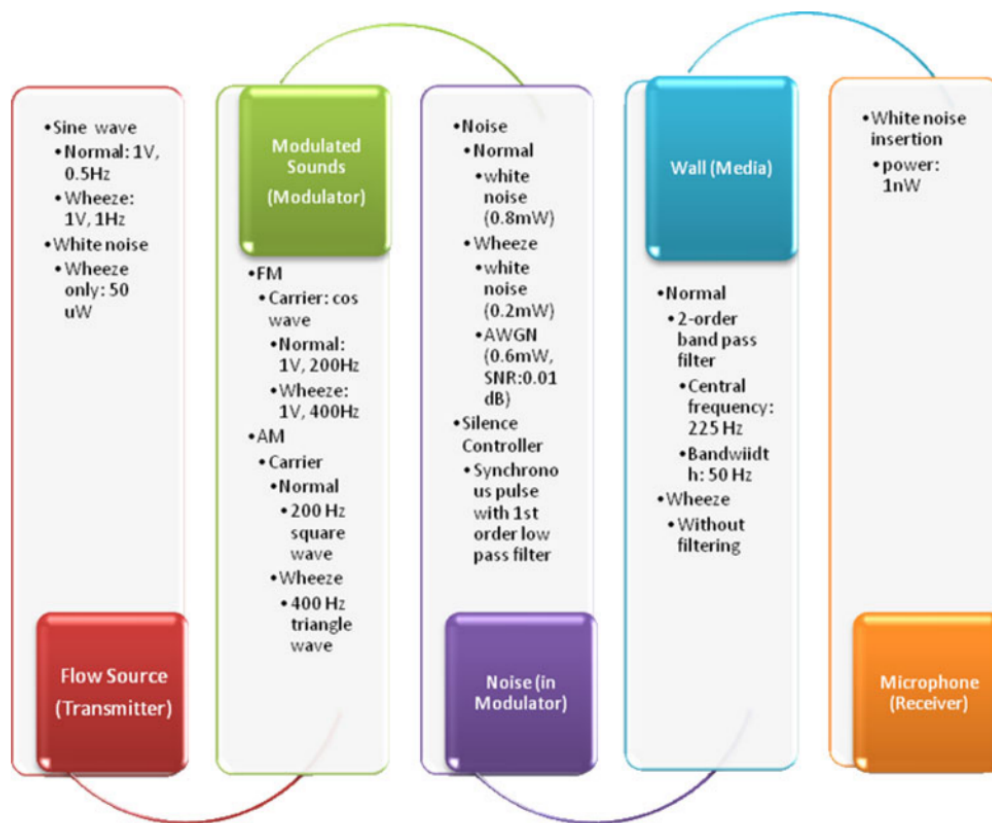
$$\int_0^t m(t) dt = \frac{A_m \sin(2\pi f_m t)}{2\pi f_m} \quad (4.10)$$

e a equação final pode ser expressa por:

$$y_{FM} = A_c \cos \left( 2\pi f_c t + \frac{A_m f_\Delta}{f_m} \sin(2\pi f_m t) \right) \quad (4.11)$$

### 4.3 Modelo matemático para síntese de sons normais e sibilos

Segue-se a descrição detalhada do algoritmo proposto por Lu et al. [28] para a síntese de sibilos e sons respiratórios normais, baseado num modelo de comunicação para simular a transmissão de sinais acústicos no sistema respiratório. Este modelo baseia-se nas técnicas de modulação AM e FM discutidas na secção anterior. O diagrama funcional do algoritmo proposto é reproduzido na figura 4.5.



para síntese de respiração normal e sibilos .

Figura 4.5: Modelo de Lu et al. [28]

Para clarificar as etapas necessárias, sua sequência e interligação, seguem-se diagramas funcionais individualizados relativos a síntese de respiração normal (figura 4.6) e de sibilos (figura 4.7).

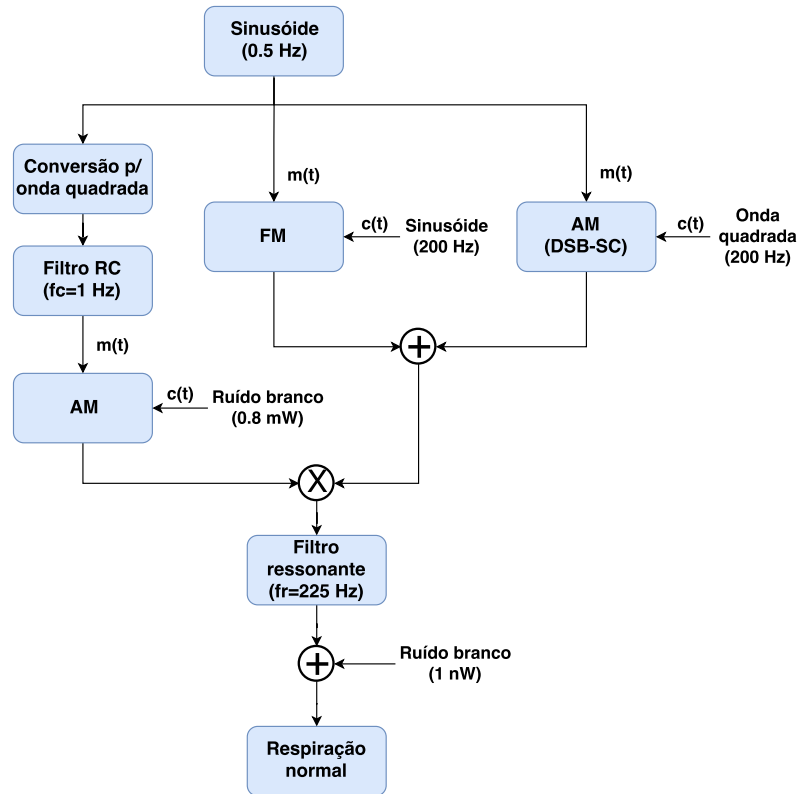


Figura 4.6: Síntese da respiração segundo o modelo Lu et al.

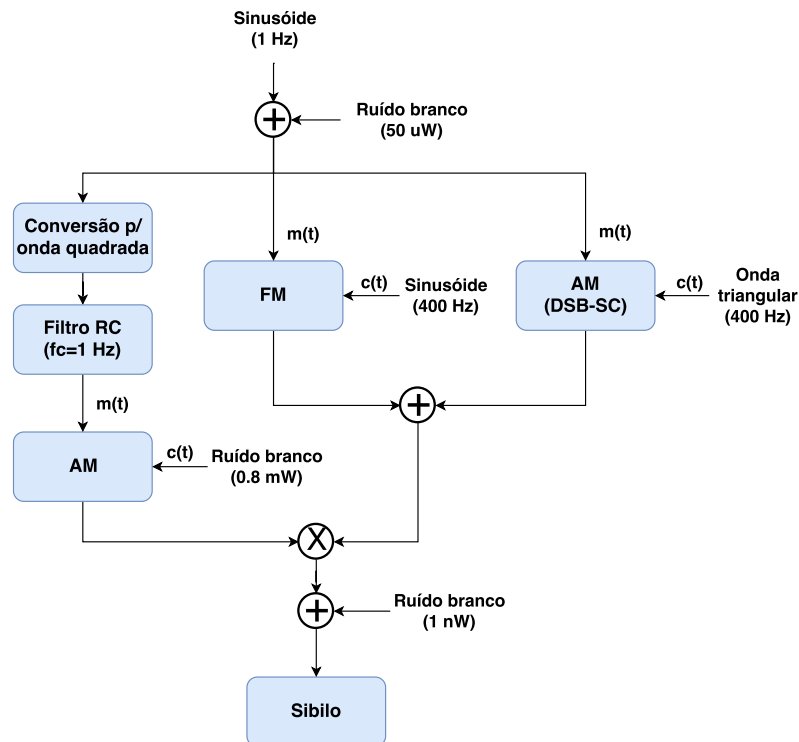


Figura 4.7: Síntese de sibilos segundo o modelo Lu et al.

O modelo matemático parte duma senoide ( $\sin(2\pi ft)$ ), com uma frequência de 0.5 Hz que reflete o ciclo de respiração normal.

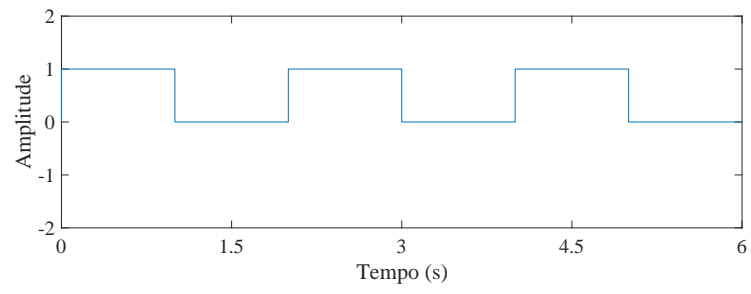
Para simular a flutuação da intensidade do som resultante dos ciclos respiratórios esta senoide é convertida numa onda quadrada a qual é aplicada uma filtragem RC e o sinal resultante modula em amplitude um sinal de ruído branco. É assim contemplada, nomeadamente, a ocorrência de silêncio após a fase expiratória.

Para recriar a banda de frequências audíveis geradas pelo sistema respiratório (80 a 1600 Hz), utiliza-se uma mistura dos sinais de saída de dois blocos de modulação: um FM e outro AM.

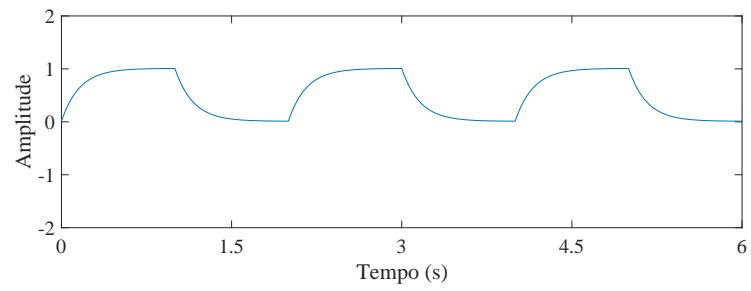
O bloco FM utiliza uma portadora sinusoidal de frequência  $f_c = 200$  Hz e sensibilidade de modulação  $k_f = 20$  Hz/V para a síntese de respiração normal. Para a síntese de sibilos, utiliza uma portadora sinusoidal de frequência  $f_c = 400$  Hz e sensibilidade de modulação  $k_f = 40$  Hz/V

O bloco AM utiliza a variante DSB-SC. A portadora (que habitualmente é sinusoidal) é aqui uma onda quadrada à frequência de 200 Hz no caso da síntese de sons respiratórios normais e uma onda triangular à frequência de 400 Hz no caso da síntese de sibilos. O uso destas portadoras não sinusoidais resulta na modulação de harmónicos na gama de frequências desejada.

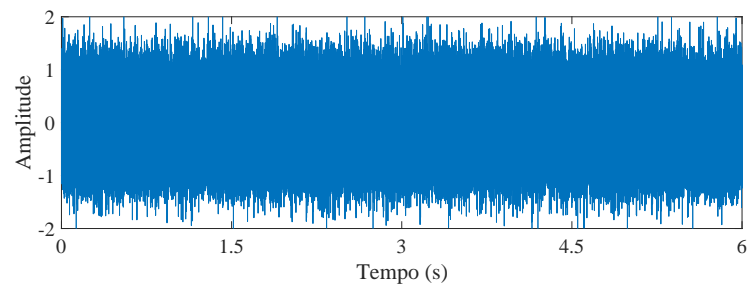
A filtragem causada pela passagem dos sons através das paredes das vias respiratórias é modelada por um filtro *Butterworth* ressonante de segunda ordem, com frequência central de 225 Hz e largura de banda de 50 Hz.



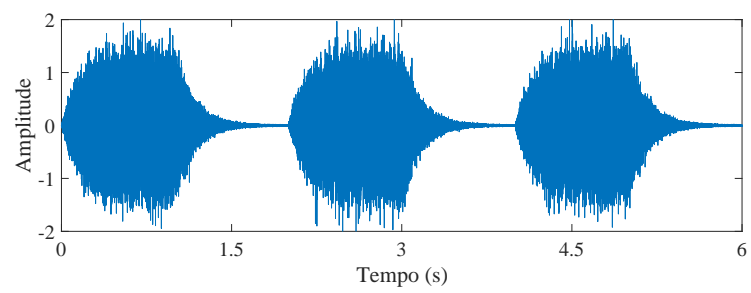
(a) Pulso 1 Hz



(b) Filtro passa baixo  $F_c=1$  Hz



(c) Ruído Branco



(d) Ciclo respiratório

Figura 4.8: Etapas para geração do perfil da respiração

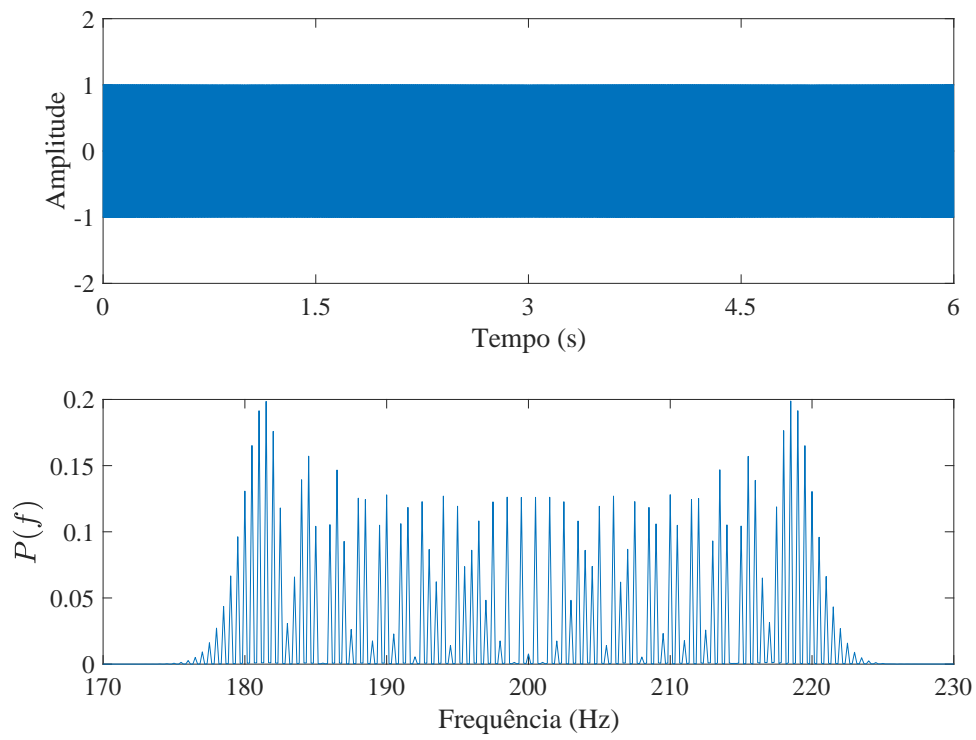


Figura 4.9: Sinal obtido na modulação em Frequência (respiração)

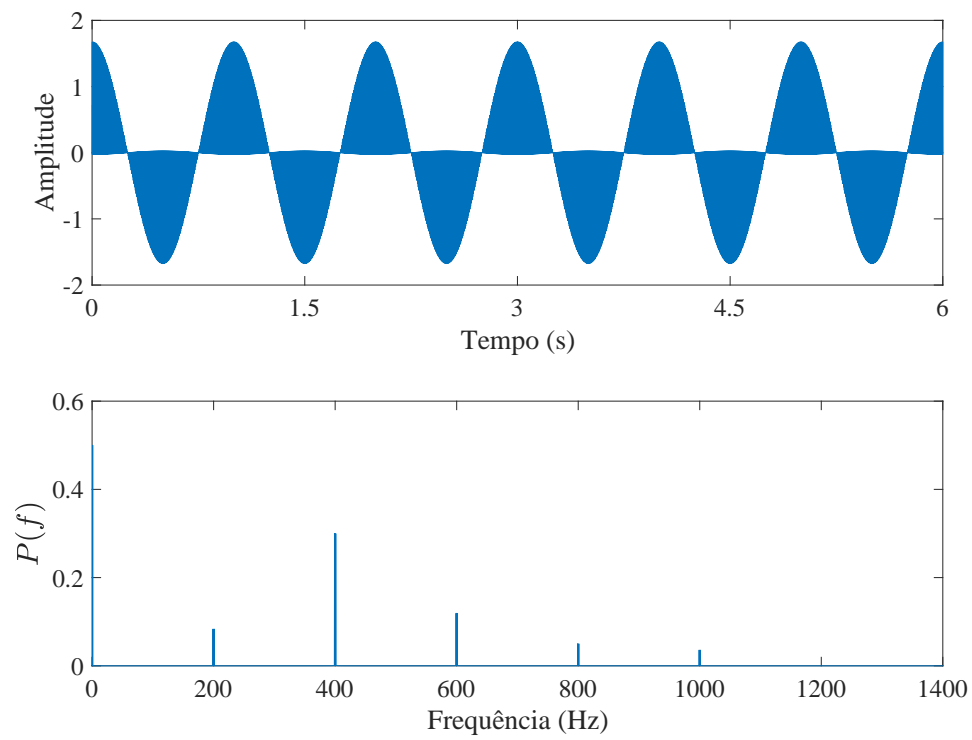


Figura 4.10: Sinal obtido na modulação em Amplitude.



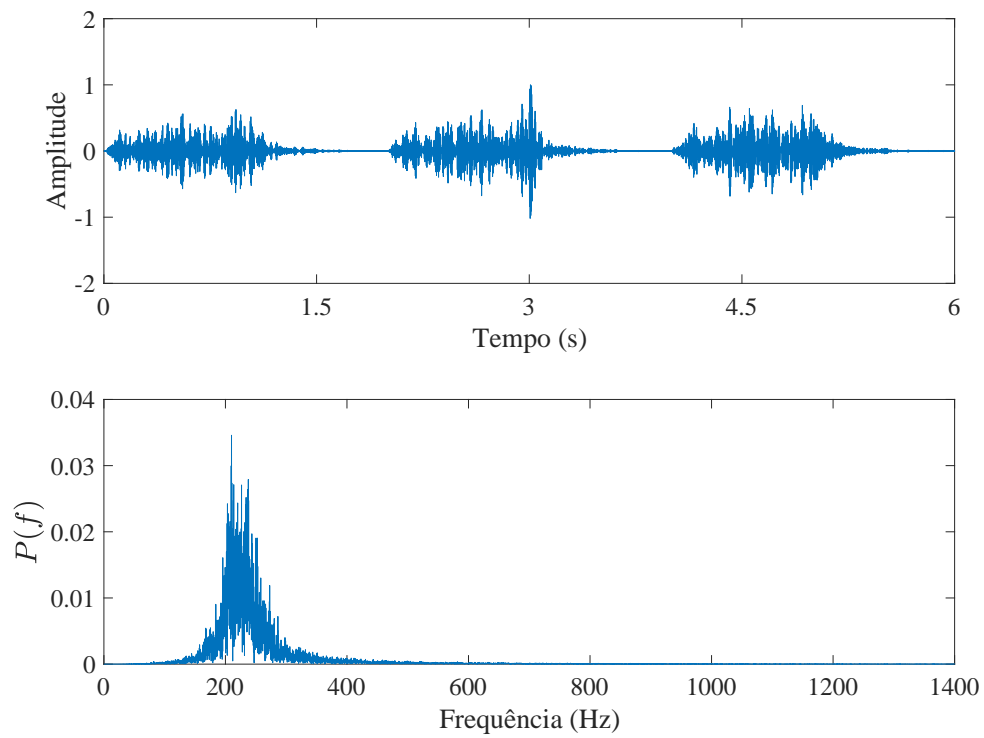
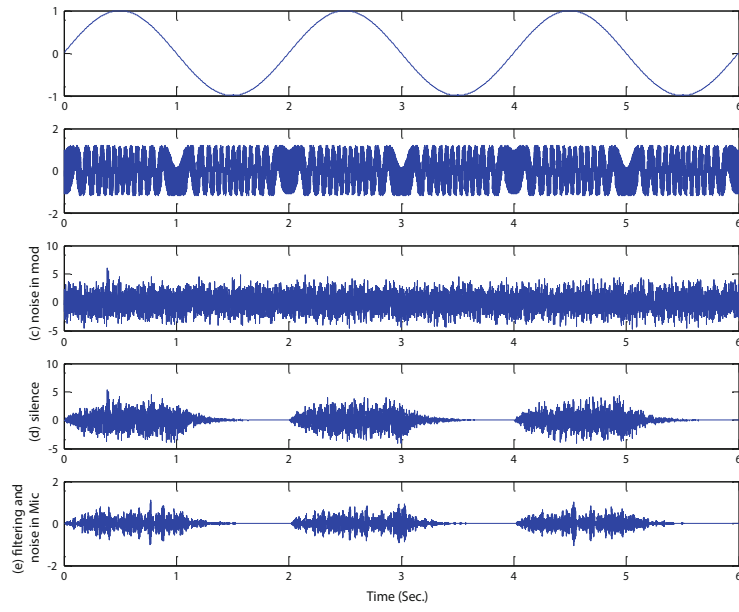
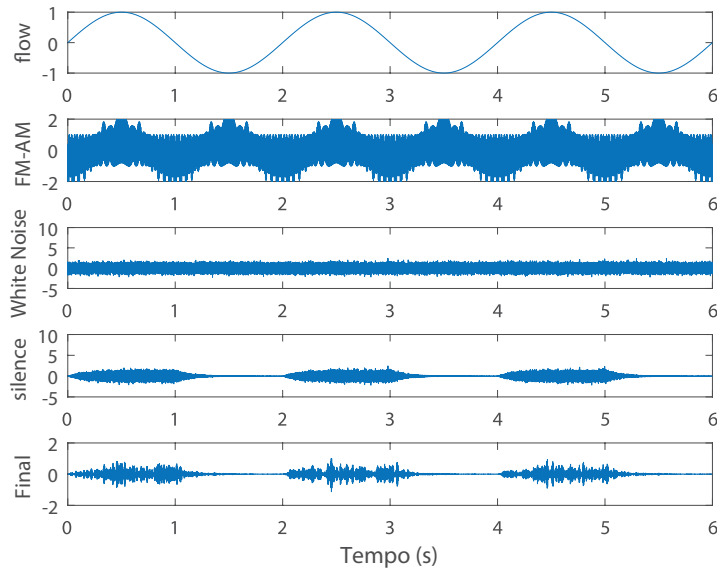


Figura 4.11: Sinal da respiração normal

Analisando aos resultados é perceptível diferenças no som obtido e o disponibilizado pelo artigo [37], na figura 4.12 é possível observar a discrepância, nomeadamente, na combinação AM e FM. Uma das possíveis causas é o resultado da a combinação AM FM, ter uma frequência mais elevada, face ao artigo.



(a) Resultado do artigo (Lu et al.) [28].



(b) Resultado obtido após implementação em *MATLAB*

Figura 4.12: Resultados obtidos na síntese de som respiratório normal segundo o modelo de Lu et al.

#### 4.3.1 Proposta de alteração ao modelo publicado

Face aos resultados obtidos foi necessário determinar qual das componentes afeta o resultado da combinação AM FM. Detetou-se um pequeno erro (figura 4.13) nas equações apresentadas no artigo para a portadora da componente AM (onda quadrada e triangular).

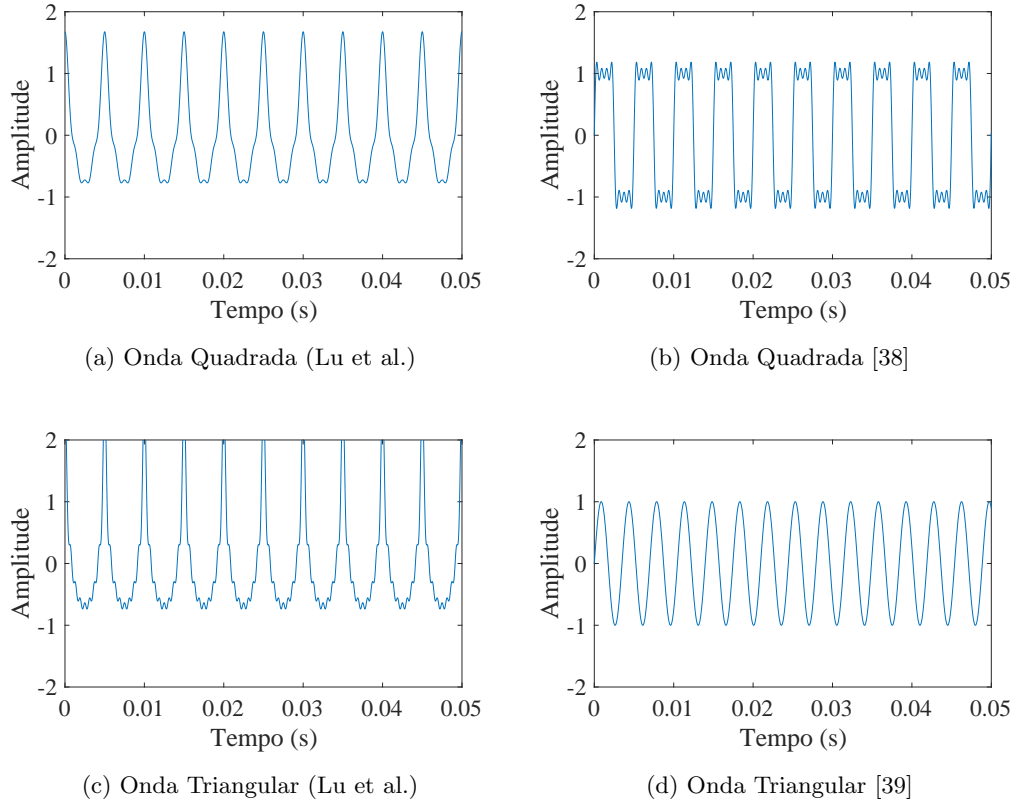
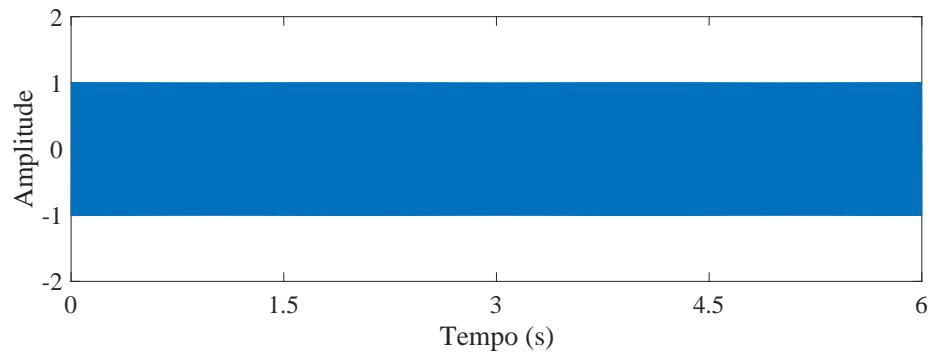
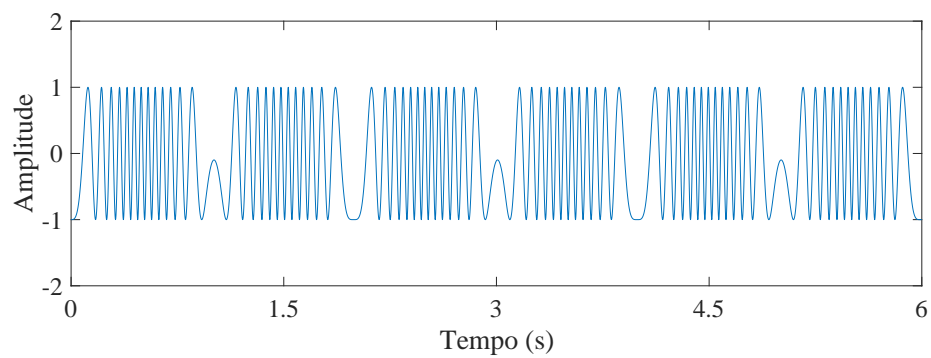


Figura 4.13: Comparação entre as ondas proposta por Lu et al. e as da literatura

Apesar da correção do sinal portador o som permanece diferente, pelo que, tentou-se determinar qual das componentes, começou-se pela modulação em frequência, no qual se recorreu a função integrada do ambiente *MATLAB* para modulação em frequência (**fmmmod**) cujo resultado é apresentado na figura 4.14.



(a) FM Lu et al.



(b) FM (fmmod)

Figura 4.14: Comparação entre a modulação em frequência por Lu et al. e a proposta

Apesar da alteração da modulação em frequência e da portadora, a componente AM FM continua diferente do esperado, pelo que, alterou-se também a componente AM pela função integrada (**ammod**) e obteve-se o sinal da figura 4.15.

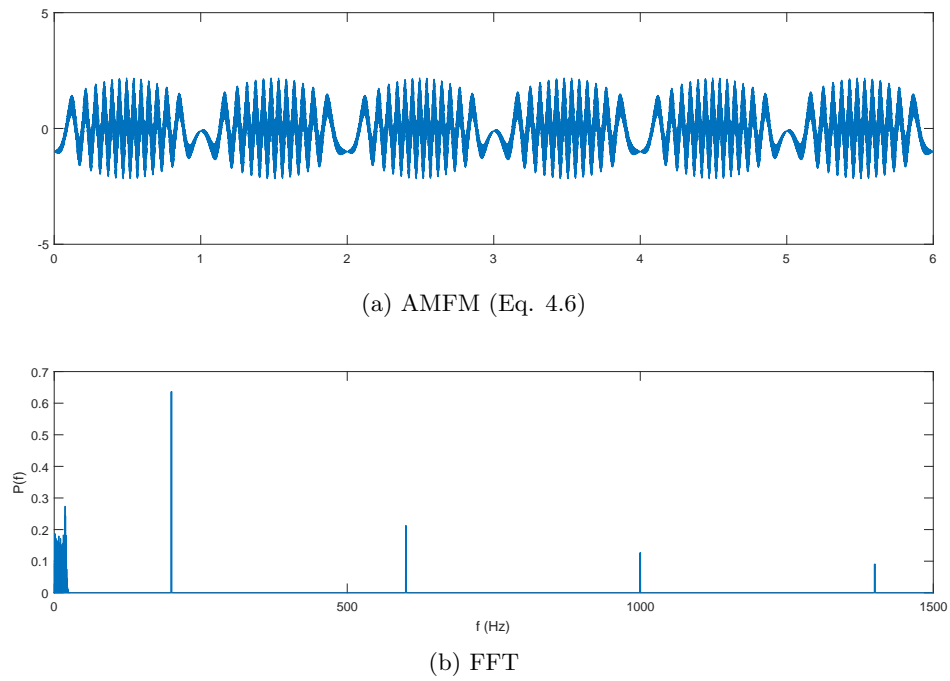
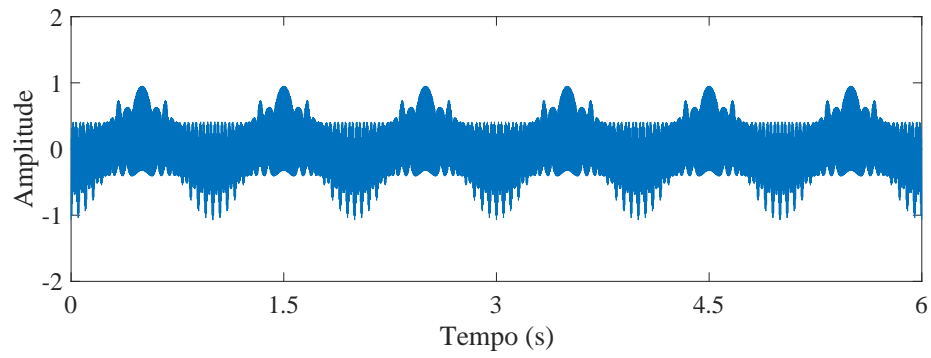


Figura 4.15: (a) Sinal AMFM segundo a equação 4.6.

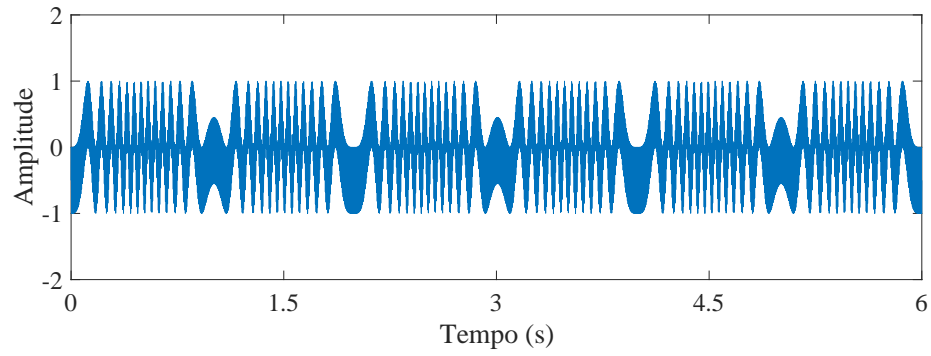
Novamente, o resultado não se aproxima ao esperado, apesar de ser ter aplicado tanto as equações propostas pelo autor, quer a função **ammod**.

Após vários testes foi possível obter o sinal que mais se aproxima, recorrendo-se a variante *AM Single Sideband Supressed Carrier* (SSB-SC).

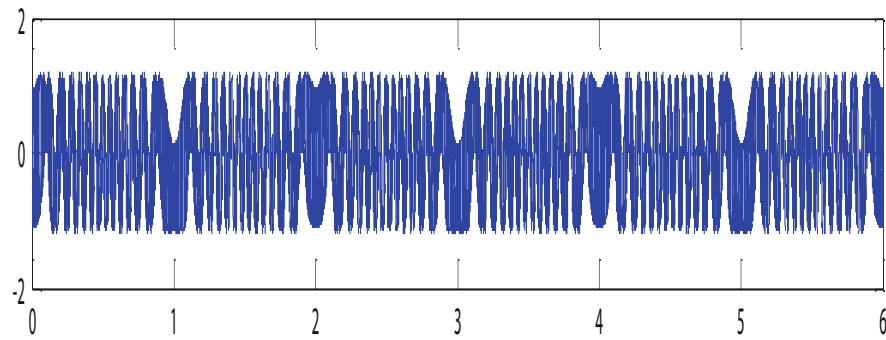
Por fim o resultado obtido após a correção do modelo é demonstrado na figura 4.16, onde é possível observar que a componente AMFM se aproximam do que Lu et al. apresenta, assim como o sinal final da respiração (figura 4.17).



(a) AM-FM segundo as equações de Lu et al.

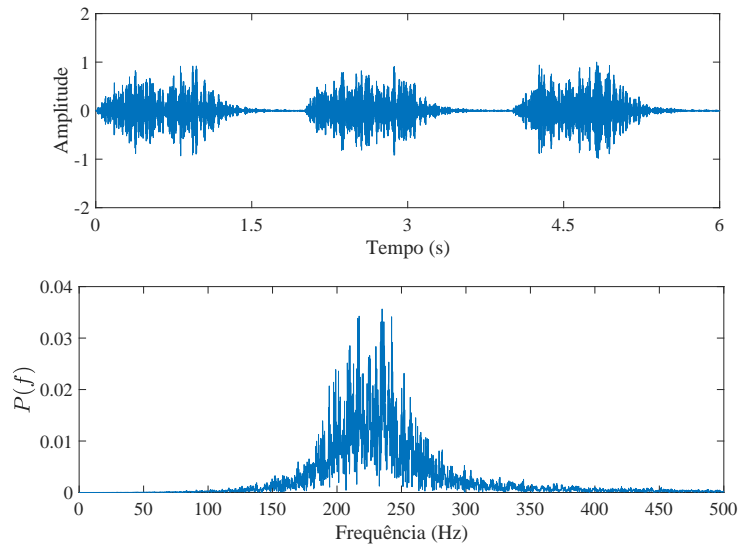


(b) AM-FM proposta de correção

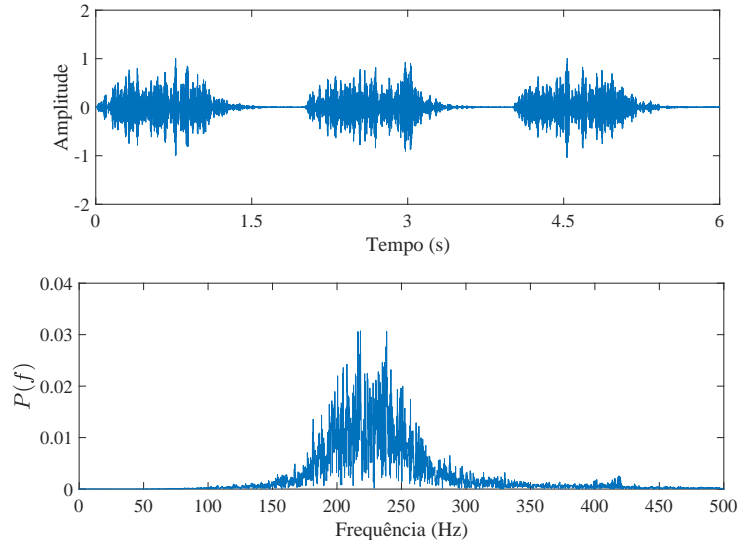


(c) Resultados originais do artigo (Amplitude/Tempo (s)) [28]

Figura 4.16: Comparação da componente AM-FM (respiração).



(a) Respiração normal proposta de correção



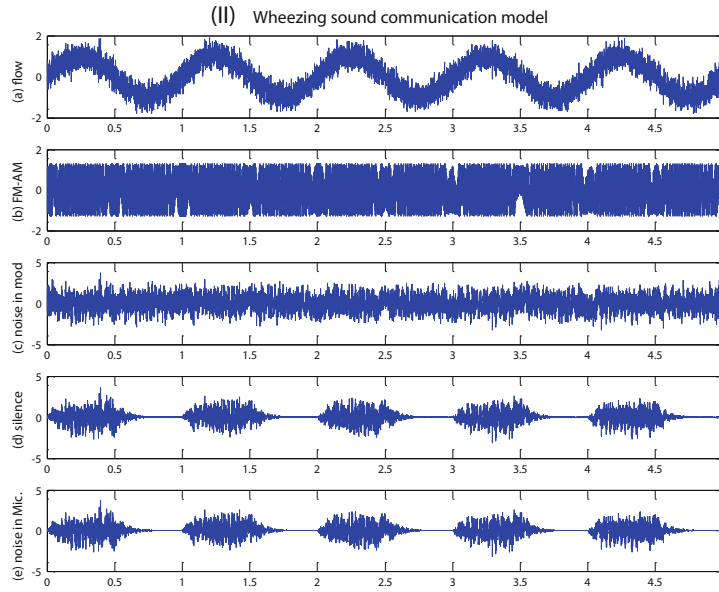
(b) Respiração normal (ficheiro de áudio [37])

Figura 4.17: Comparação da respiração normal (a) Proposta de correção (b) Artigo.

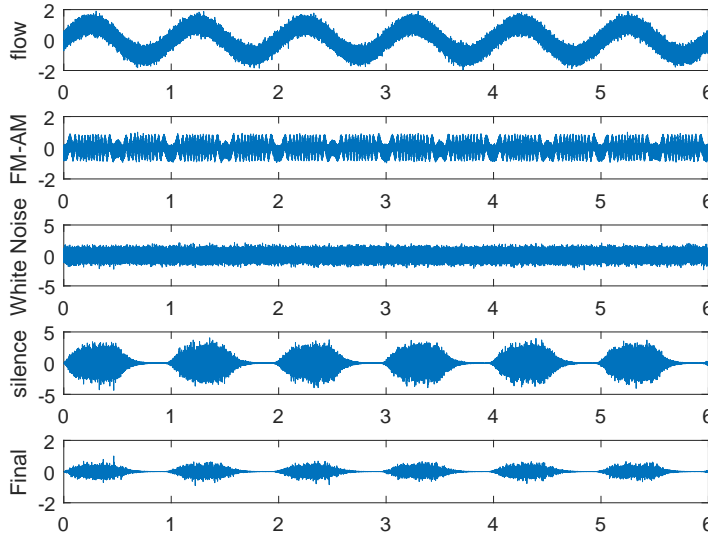
#### 4.4 Modelo para síntese de sibilos

Dado o facto de os processo para a implementação do modelo para a síntese de sibilo ser maioritariamente igual, são apresentado no anexo B os passos intermediários obtido na implementação do modelo. Face aos problemas detetados no modelo, é também aplicando a proposta de correção (subcapítulo 4.3.1) para comparação.

Ao contrário da respiração, não se obteve o mesmo sucesso, quer com o uso das equações originais do autor quer no modelo proposto (figura 4.18), pelo que, não é possível prosseguir com este para a síntese de sibilo.



(a) Resultado do artigo (Lu et al.) [28].



(b) Resultado obtido após implementação em *MATLAB*

Figura 4.18: Resultados obtidos na síntese de sibilos segundo o modelo de Lu et al.

#### 4.4.1 Frequência de amostragem e o teorema de *Nyquist*

Um questão que não é abordada pelo artigo é a frequência de amostragem ( $f_s$ ) usada para a síntese, a que se assumiu ser 2000 Hz, perante os ficheiros de áudios disponibilizados [37], no entanto, a frequência de amostragem usada foi 44100 Hz, por ser o valor padrão usado para áudio [40].

Posto isto, surge um problema quanto a frequência de amostragem escolhida pelo autor,



já que segundo o teorema de *Nyquist* [41] a frequência de amostragem, também definida como *Nyquist Rate* [42], tem de ser no mínimo o dobro da frequência máxima.

Revendo a literatura dos sons adventícios têm-se que o sibilo abrange frequências até 1200 Hz [43], logo segundo o teorema *Nyquist*, a frequência de amostragem tem de ser no mínimo 2400 Hz. Para além do artigo mencionar que a frequência  $F_c$  (banda dos pulmões) usada na modulação AM abrange uma banda de 80 a 1600 Hz.

## 4.5 Modelos matemáticos para síntese de crepitação

Assim como a síntese do som da respiração normal e sibilo procurou-se modelos matemáticos para a síntese das crepitações, no qual foi possível encontrar dois modelos com abordagens diferentes um por Du et al. (1997) e Kiyokawa et al. (2001). Ambos foram implementados de forma a comparar o seu realismo para à simulação clínica e determinar qual se aproxima o mais possível do sinal acústico escutado durante a auscultação, através duma primeira análise auditiva.

### 4.5.1 Modelo proposto por Du et al.

O autor Du et al. (1997) propõe que uma crepitação ideal pode ser modela pela seguinte equação. Para os parâmetros.  $a_1 = 0.5; a_2 = 1.49; a_3 = 0.78; f_0 = 0.5;$

$$y(t) = \sin(2\pi f_0 t^{a_1}) t^{a_2} e^{t/a_3} \quad (4.12)$$

Para testar os modelo foi implementada a equação no software de desenvolvimento *Matlab*, usando os parâmetros mencionados pelo autor como base (  $a_1 = 0.5; a_2 = 1.49; a_3 = 0.78; f_0 = 0.5$  ), onde se obteve-se o sinal da figura 4.19. Analisando os resultado obtido é possível perceber que este se aproxima ao apresentado pelo artigo.

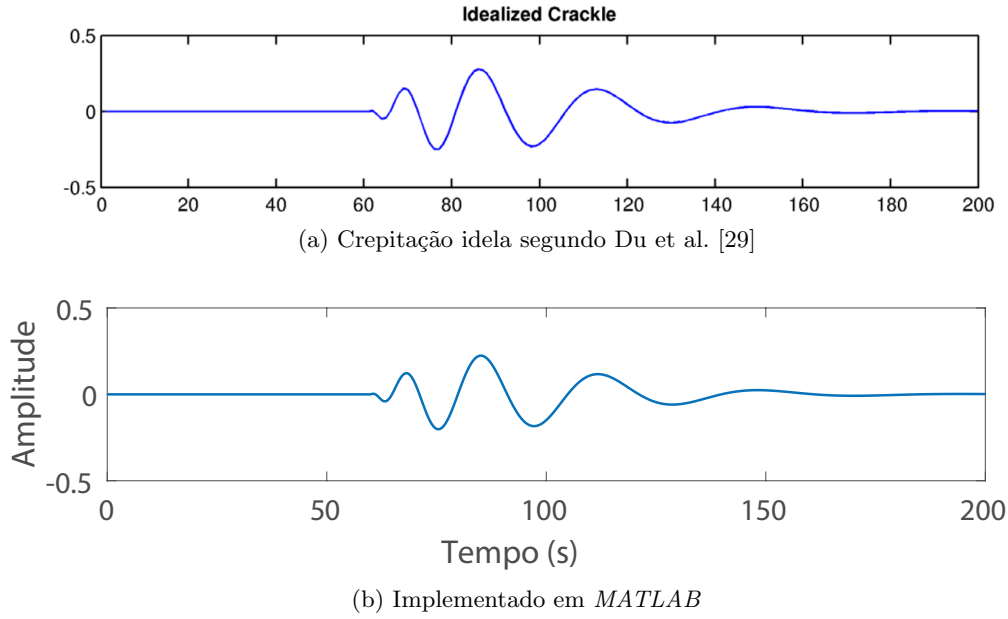


Figura 4.19: Comparação entre crepitação proposta por Du et al. e implementada em *MATLAB*.

#### 4.5.2 Modelo proposto por Kiyokawa et al.

O modelo matemático proposto por Kiyokawa et al. (2001) [30] para a síntese de crepitações é expresso pelas seguintes equações:

$$y(t) = \sin(4\pi t^\alpha) \quad (4.13)$$

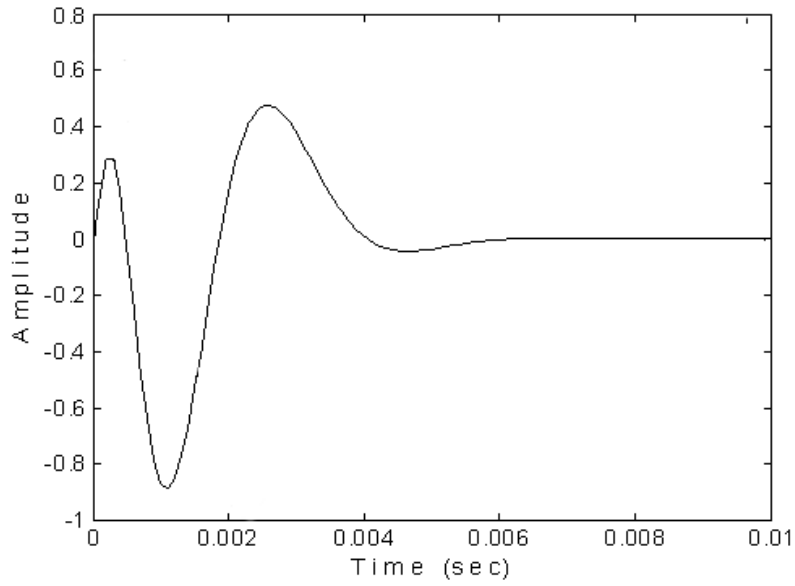
$$\alpha = \frac{\log(0.25)}{\log(IDW)} \quad (4.14)$$

e modulada pela equação:

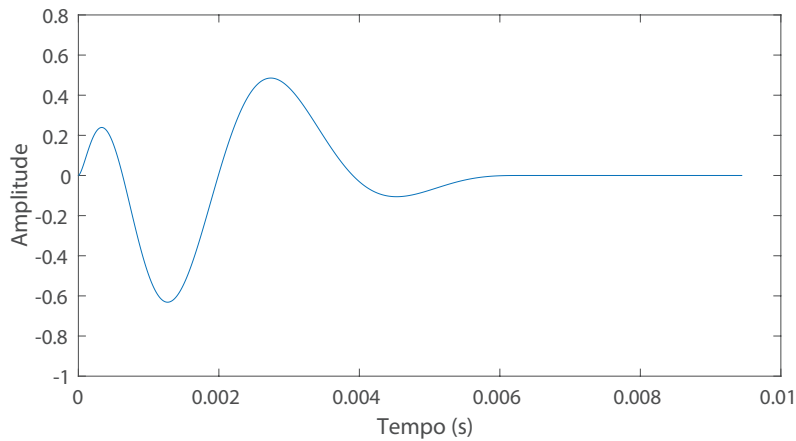
$$m(t) = 0.5(1 + \cos(2\pi(t^{2CD} - LDW))) \quad (4.15)$$

Neste modelo a crepitação (fina ou grossa) pode ser modulada por: IDW (*Initial Deflection Width*), 2CD (*two-cycle duration*) ou LDW (*largest deflection width*).

Na implementação do modelo seguiu-se os parâmetros  $IDW = 0.5$ ;  $2CD = 0.5$  Dorantes-Mendez et al. (2008), sendo o resultado visto na figura 4.20.



(a) *Kiyokawa* [45]



(b) Implementado em *MATLAB*

Figura 4.20: Comparação entre o sinal obtido Kiyokawa et al. e implementado.

Analisando vários artigos é possível encontrar exemplos da aplicação do modelo de Kiyokawa et al. para a síntese de doenças, nos quais é apresentados valores de referência que caracterizam a doença. Na tabela 4.1 é apresentado algumas doenças com os valores para o modelo de Kiyokawa et al.

Após a consulta da literatura é possível perceber que para o modelo proposto Kiyokawa et al., existem múltiplos estudos, que apresentam os parâmetros associados as doenças, de forma detalhada, logo é possível usar este modelo para a síntese, de forma fundamentada. O mesmo não foi possível para o modelo de Du et al., cujo os parâmetros não são detalhados em função da doença. Posto isto, opta-se pelo modelo Kiyokawa et al., visto ser possível posteriormente comparar os resultados obtidos com o real.

Parâmetros		Doença	Descrição
ICW	2CD		
<1.5 ms	9 - 11 ms	Pneumonia aguda [46]	Meio da inspiração, aproximando-se do final com a progressão da doença
>1.5 ms	11.8 ms	Falha cardíaca [46]	Junto ao fim da inspiração e na fase expiração
<0.7 ms	8 ms	Fibrose pulmonar idiopática [47]	Distribuído desde o início da inspiração ate ao final
>1.5 ms	<9 ms	Bronquiectasia [48]	Predominantemente na inspiração, mas possível no fim da expiração

Tabela 4.1: Parâmetros do modelo de Kiyokawa et al.

## Capítulo 5

# Algoritmos de síntese desenvolvidos

Partindo dos modelos matemáticos apresentados nos capítulos 4 é necessário o desenvolvimento de algoritmos que permitem melhorar o realismo e abordar os requisitos do simulador (capítulo 3)

Na figura 5.1 é apresentado numa forma geral o algoritmo desenvolvido para a síntese dum som respiratório face à posição do estetoscópio. O algoritmo interpreta a posição do estetoscópio (no torso) e gera dois sons distintos consoante a posição e configurações pré-escolhidas pelo formador e combina os num único som, que por sua vez é escutado nos auscultadores.

O diagrama apresentado é uma combinação de quatro algoritmos, pelo que nas subsequentes secções é abordado cada um deles de forma mais detalhada e demonstrado os parâmetros de entrada para cada um e as suas correlações com as propriedades físicas.

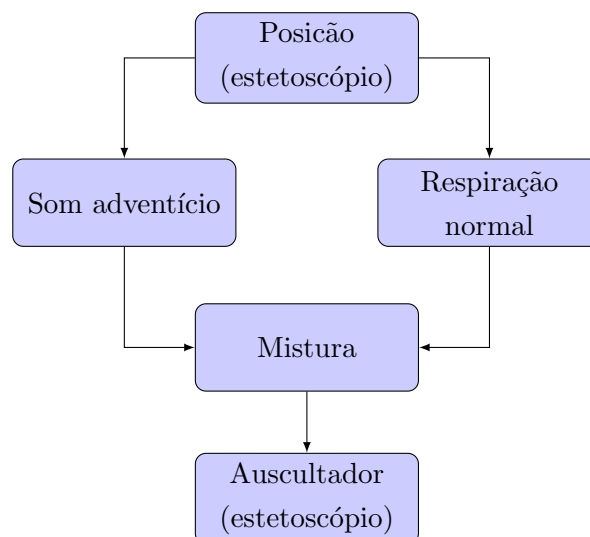
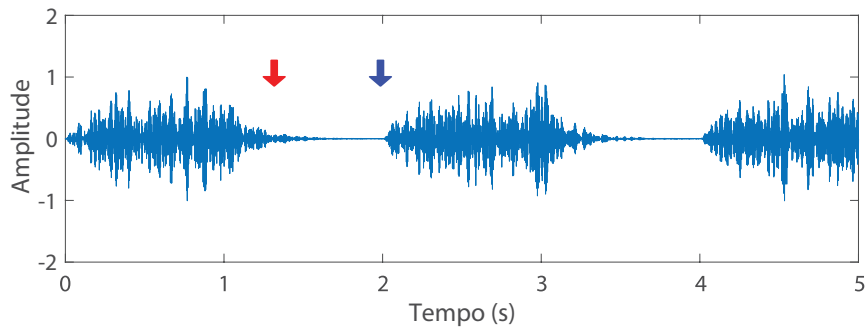


Figura 5.1: Diagrama geral para síntese dum som respiratório face a posição do estetoscópio.

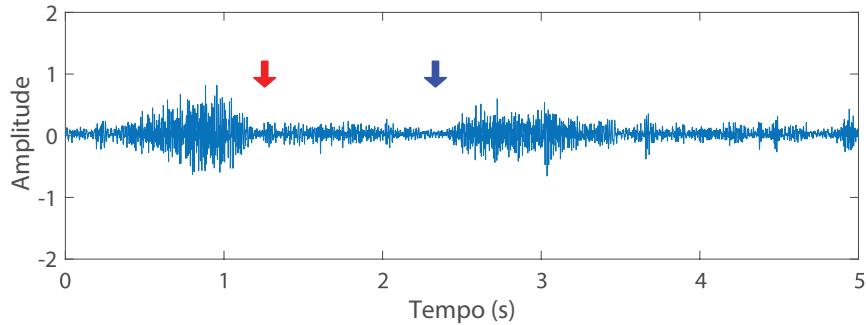
## 5.1 Algoritmo para respiração normal

Tendo como base o modelo matemático de síntese da respiração normal proposto por Lu et al. (2011), parte-se agora para o desenvolvimento dum algoritmo satisfaça os requisitos estipulados (capítulo 3). Devido aos problemas encontrados com o modelo original é usada a proposta de correção descrita na subsecção 4.3.1.

Analisando o som real da respiração normal é possível perceber que o obtido por síntese carece do som produzido na expiração. Na figura 5.2 demonstram-se os dois sons, onde é possível perceber que o som "desaparece" entre o fim da inspiração (seta vermelha) e o início do próximo ciclo (seta azul).



(a) Respiração normal segundo o modelo de Lu et al. com proposta de correção

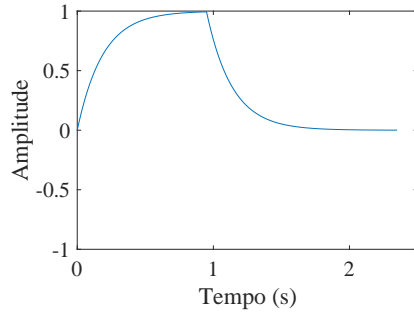


(b) Respiração normal real

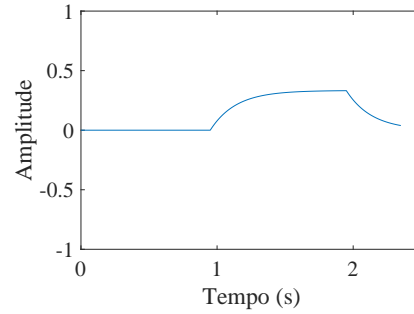
Figura 5.2: Comparação entre som respiratório normal obtido por síntese segundo o modelo Lu et al. (2011) e o som real.

Tendo em conta os processos para a síntese do som respiratório normal, sabe-se que o ciclo é controlado por um filtro RC, pelo que, é proposto a alteração deste sinal por uma combinação de dois filtros, ou seja um para gerar o som da inspiração e outro o da expiração, como se apresenta na figura 5.3. Onde o sinal final é a soma de ambos os sinais e aplicação de uma média móvel, para suavizar a transição entre as duas fases. É de notar que o som produzido na expiração é inferior ao escutado na inspiração pelo que o sinal RC da expiração é atenuado para  $1/3$ .

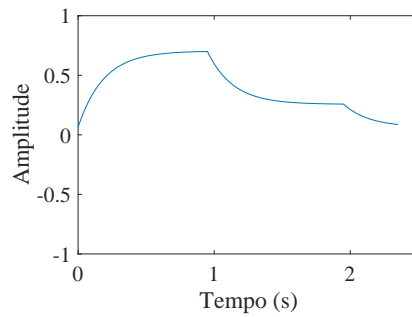
O resultado da alteração é demonstrado na figura 5.4 onde é agora possível ver o som produzido pela expiração, ao contrario do modelo original.



(a) filtro RC da inspiração

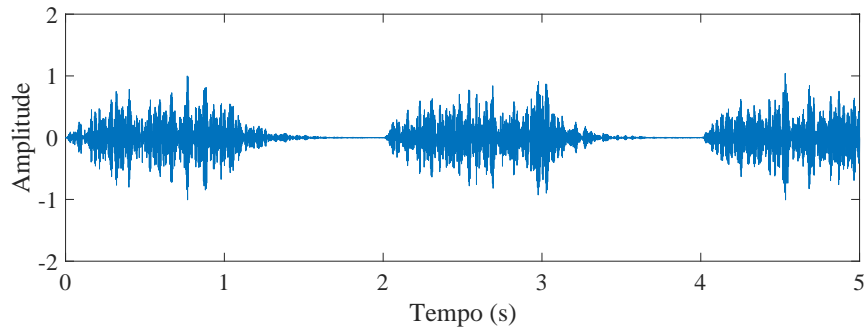


(b) filtro RC da expiração

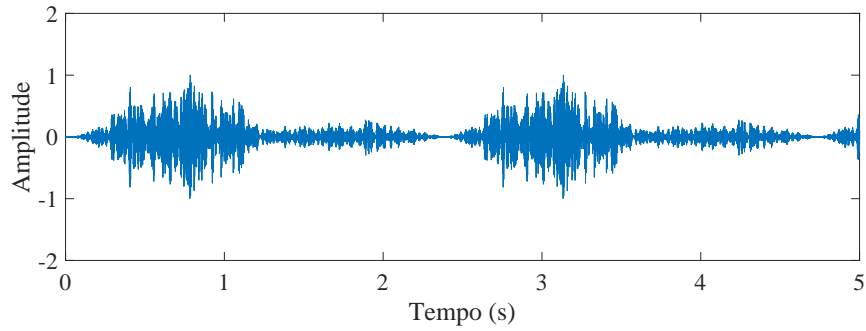


(c) Combinação da inspiração com expiração

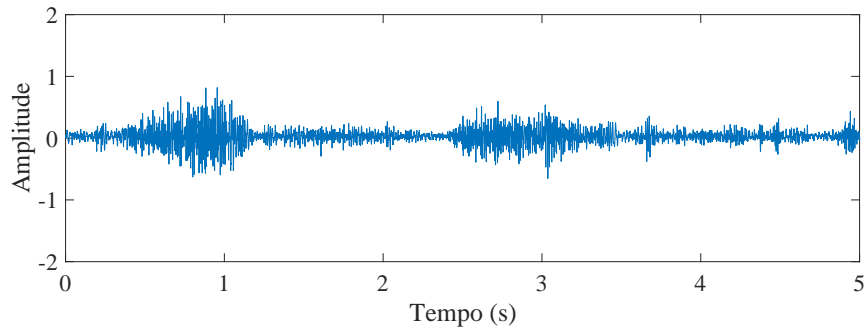
Figura 5.3: Aplicação de duas funções RC para obter o ciclo respiratório.



(a) Respiração normal Lu et al. )



(b) Respiração normal com alteração do ciclo



(c) Respiração normal real

Figura 5.4: Comparação da síntese de respiração normal com alteração do ciclo RC.

### 5.1.1 Controlo do ciclo respiratório

Partindo do ponto anterior é possível agora definir três parâmetros de entrada que permitam o controlo sobre os tempos do ciclo respiratório, sendo estes o tempo de inspiração ( $T_i$ ), expiração ( $T_e$ ) e repouso ( $T_r$ ).

$T_i$  define a duração da inspiração desde o início do ciclo até a transição para a expiração.  $T_e$  define a duração da expiração desde o fim inspiração até ao repouso. Por fim,  $T_r$  define o tempo entre cada ciclo respiratório.

Tendo em conta que não existem dois ciclos respiratórios exatamente iguais estipula-se



três parâmetros ( $\Delta T_i$ ,  $\Delta T_e$ ,  $\Delta T_r$ ) para permitir pequenas variações de tempo na inspiração, expiração e repouso. Posto isto apresenta-se a matriz de entrada, com os parâmetros do ciclo respiratório sob a seguinte forma.

$$\text{Ciclo respiratório} = \begin{array}{cc} \text{Tempo (ms)} & \text{Variação (ms)} \\ \left[ \begin{array}{cc} T_i & \Delta T_i \\ T_e & \Delta T_e \\ T_r & \Delta T_r \end{array} \right] \end{array}$$

O controlo sobre estes parâmetros permite não só aumentar o realismo da respiração como a sua manipulação para recriar situações de patologia como, por exemplo, a asma, que é caracterizada por ciclos respiratórios curtos [49]. No entanto, é necessário ter em conta relação entre  $T_i$  e  $T_e$ , do ponto fisiológico para que o som seja realista (usualmente compreendido entre 1:1 e 1:4 [50]).

A combinação dos três parâmetros de entrada define diretamente o número de ciclos respiratórios por minuto, pelo que, os parâmetros de entrada pode ser reescritos em ciclos/minuto com uma relação entre a inspiração e expiração. Como exemplo, pode-se definir a respiração como 12 ciclos/minuto com uma relação de 1:1.

### 5.1.2 Variação de parâmetros do modelo matemático

O modelo matemático usado para a síntese de respiração estipula valores ( $f_c$ <sup>1</sup>  $f_{SN}$ <sup>2</sup>  $f_{wall}$ <sup>3</sup>) para a síntese da respiração normal, no entanto, seguindo o processo anterior, estabelece-se uma matriz para o seu controlo e variação. Estes valores foram estabelecidos por Lu et al. como ideais, apesar disso, após análises auditivas do som gerado, pequenas variações melhoram o realismo.

Posto isto, é necessário um estudo mais aprofundado, para determinar quais os valores melhor refletem o som respiratório normal, sendo por isso estabelecido numa primeira análise os seguintes.

$$\text{Parâmetros respiração Normal} = \begin{array}{cc} \text{Frequência (Hz)} & \text{Variação (Hz)} \\ \left[ \begin{array}{cc} f_c & \Delta f_c \\ f_{SN} & \Delta f_{SN} \\ f_{wall} & \Delta f_{wall} \end{array} \right] \end{array}$$

$$\text{Parâmetros estabelecidos} = \begin{array}{cc} \text{Frequência (Hz)} & \text{Variação (Hz)} \\ \left[ \begin{array}{cc} 200 & 20 \\ 200 & 50 \\ 200 & 50 \end{array} \right] \end{array}$$

---

<sup>1</sup>frequência da portadora da componente FM

<sup>2</sup>frequência da portadora da componente AM

<sup>3</sup>frequência ressonante do filtro *Butterworth*

## 5.2 Algoritmo de síntese de crepitações

A figura 5.5 apresenta o diagrama funcional para o algoritmo para síntese de crepitações e a tabela 5.1 os parâmetros de entrada.

A "doença" define as características acústicas da crepitação e a sua localização no ciclo respiratório. Já a respiração normal estipula os tempos de ciclo, para que a geração das crepitações se localizem corretamente em função doença.

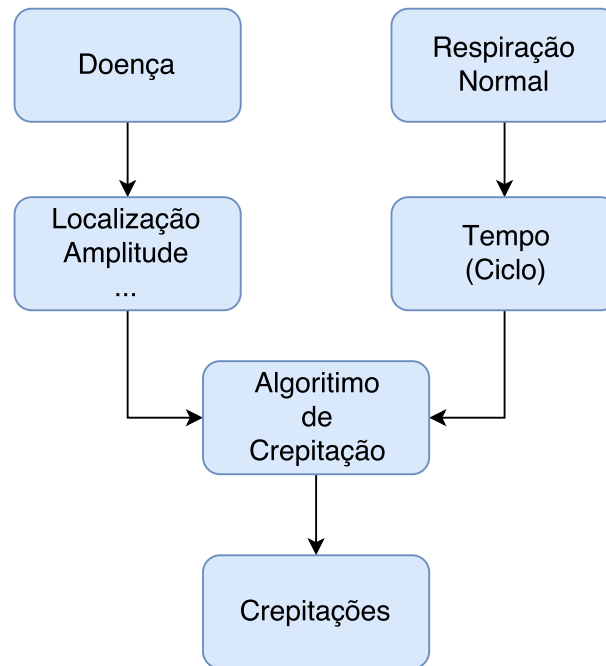


Figura 5.5: Diagrama funcional para a síntese de crepitações.

Parâmetros	
Crepitação	Amplitude (média e variabilidade)
	Tempo entre crepitações (média e variabilidade)
	Localização
	Nº de crepitações (mínimo e variabilidade)
	Tipo de crepitação (fina, grossa)
Respiração	Tempo de Inspiração ( $T_i$ )
	Tempo de Expiração ( $T_e$ )
	Tempo do Repouso ( $T_r$ )

Tabela 5.1: Parâmetros de entrada do algoritmo de crepitação

### 5.2.1 Controlo de localização temporal das crepitações

Uma das propriedades que caracteriza as crepitações é a fase onde ocorrem, posto isso, estipulou-se uma matriz, que defini a localização das crepitações em função do ciclo respiratório. Dado o tempo de inspiração, expiração e repouso variar em função do tempo de ciclo, define-se a matriz de localização em forma de percentagem, para que as crepitações ocorram no mesmo local do ciclo respiratório.

Um exemplo da variação do ciclo respiratório é exemplificado na figura 5.6, onde ocorrem dois ciclos respiratórios, em que o segundo têm um tempo de ciclo maior. Logo, para que as crepitações ocorram na mesma zona da inspiração (figura 5.6, seta azul), define-se o início  $T_0 = 85\%$  a fim  $T_1 = 90\%$  da inspiração, caso contrario as crepitações ocorreria no "meio" do segundo ciclo (figura 5.6, seta vermelha).

$$\text{Localização temporal} = \begin{matrix} & T_0 & T_1 \\ \begin{matrix} Insp. \\ Expi. \end{matrix} & \begin{bmatrix} 85\% & 90\% \\ 0\% & 0\% \end{bmatrix} \end{matrix}$$

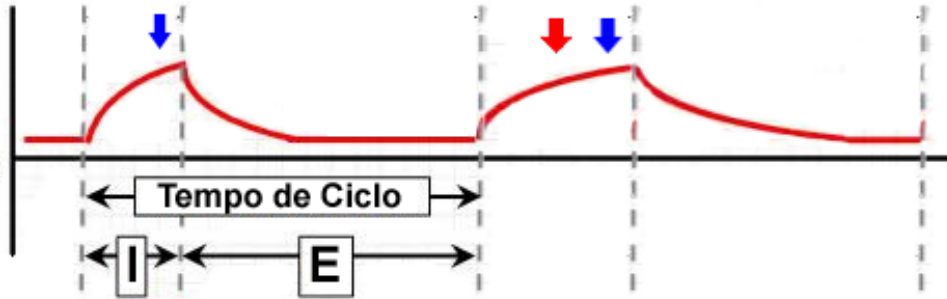


Figura 5.6: Inserção das crepitações na fase inicial da inspiração

É importante salientar que a terminologia usada na literatura para definir a localização das crepitações é usualmente designada por : "início da inspiração/expiração", "meio da inspiração/expiração" ou "final da inspiração/expiração", pelo que, estipula-se os intervalos da seguinte forma: início da respiração [0 a 33%], meio [33 a 66%] e fim [66 a 100%].

### 5.2.2 Variação dos parâmetros gerais

O modelo de Kiyokawa et al. possui parâmetros que definem o tipo de crepitações (finas ou grossas), pelo que, seguindo o modelo da respiração estipula-se alguma variabilidade, para ICW e 2CD. Para melhorar o som escutado é definido também um conjunto de parâmetros adicionais sendo estes os seguintes:

$A_c$  estipula a amplitude da crepitação e  $\Delta a_c$  a sua variação,  $T_c$  o intervalo de tempo mínimo entre cada crepitação ( $T_c$ ) com variabilidade  $\Delta t_c$ . O ultimo parâmetro é o número mínimo de crepitações ( $N_c$ ) e a variação adicional ( $\Delta N_c$ ).

$$\text{Parâmetros} = \begin{bmatrix} ICW & \Delta_{ICW} \\ 2CD & \Delta_{2CD} \\ A_c & \Delta a_c \\ T_c & \Delta t_c \\ N_c & \Delta N_c \end{bmatrix}$$

A figura 5.7 apresenta um exemplo onde foi aplicado apenas variação de amplitude, onde o valor mínimo é 0.25 com variação de 0.25, já a figura 5.8 é apenas aplicada variação no tempo, onde o tempo mínimo entre cada crepitação é 10 ms com um desvio de  $\pm 25$  ms.

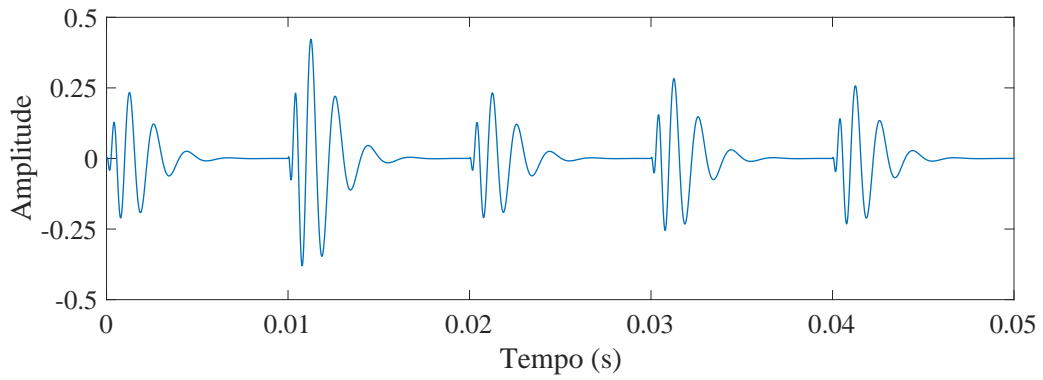


Figura 5.7: Variação em amplitude de crepitações ( $A_c=0.25$ ,  $\Delta a_c=0.25$ ,  $t_c=10ms$ ,  $\Delta t_c=0ms$ ).

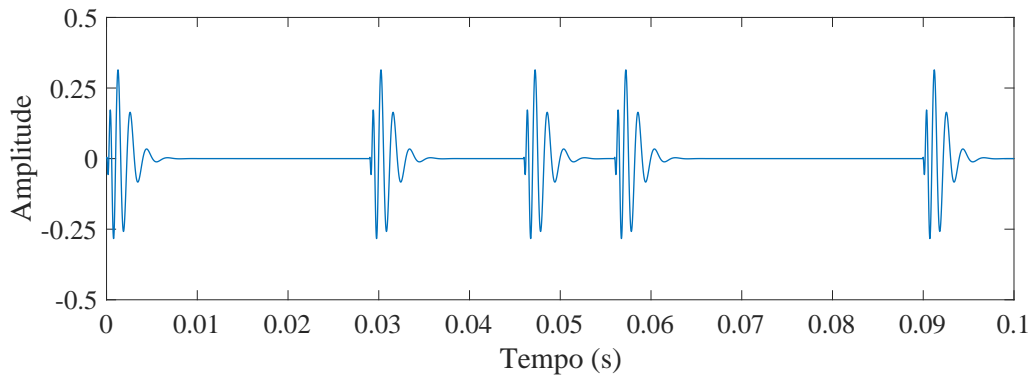


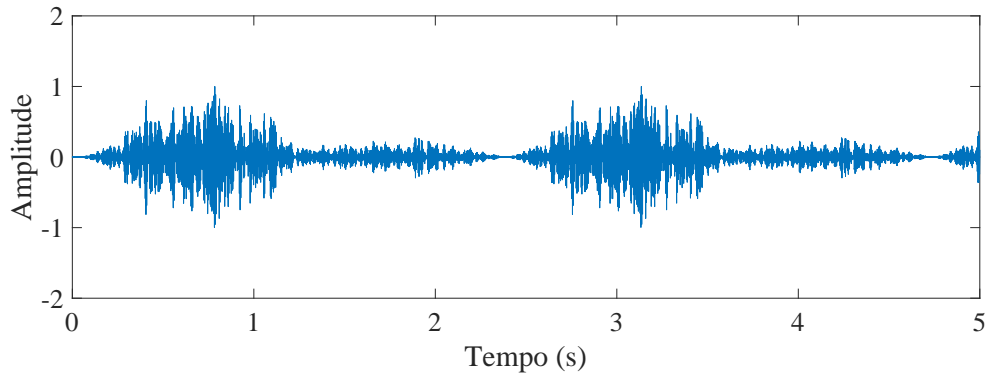
Figura 5.8: Variação de tempo entre cada crepitação ( $A_c=0.25$ ,  $\Delta a_c=0$ ,  $T_c=10ms$ ,  $\Delta t_c=25ms$ ).

### 5.3 Algoritmo de combinação do som normal com SAP

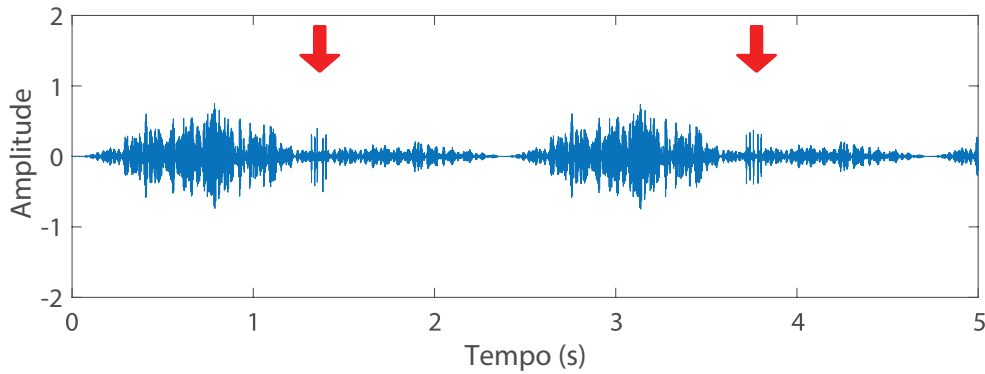
Após se obter o algoritmo para a respiração normal e a crepitação é agora necessário combinar ambos, de forma a produzir o som final que irá ser escutado.

Para a combinação da respiração optou-se por uma mistura por adição, onde o sinal da crepitação é adicionado ao sinal da respiração,

A figura 5.9 demonstra o sinal da respiração antes e pós-combinação, onde se inseriram crepitações (seta vermelha) na expiração entre  $T_0 = 10\%$  e  $T_1 = 20\%$ .



(a) Respiração normal (Algoritmo)



(b) Respiração normal (Algoritmo)

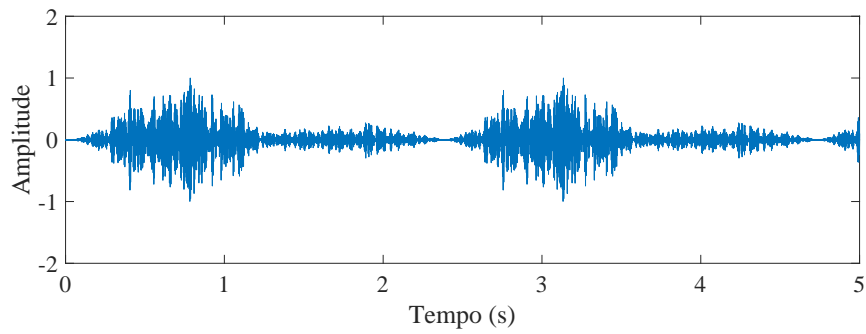
Figura 5.9: Mistura da respiração normal (síntese) com crepitações.

Analisando o sinal obtido após a mistura, é possível notar que crepitações são pronunciadas face a respiração normal. No entanto, isto não é real, visto que a amplitude do som da crepitação está diretamente correlacionada com a passagem de ar pelos pulmões.

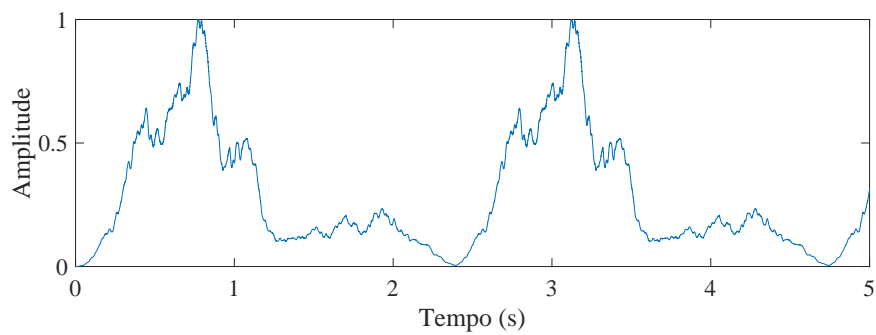
Partindo do princípio que intensidade a respiração se correlaciona diretamente com a crepitação, propôs-se a atenuação em função da energia da respiração, que foi extrapolada pela aplicação de uma média móvel.

A figura 5.10, apresenta a aplicação da média móvel à respiração normal obtida por

síntese.



(a) Respiração normal



(b) Energia da respiração normal

Figura 5.10: Análise da energia da respiração normal.

Na figura 5.11 é demonstrado o resultado da aplicação do controlo por energia as crepitações inseridas, é possível ver que a primeira e segunda crepitação foram fortemente atenuadas isto porque, no início da respiração o fluxo de ar é menor e consequentemente o som produzido pelas crepitações.

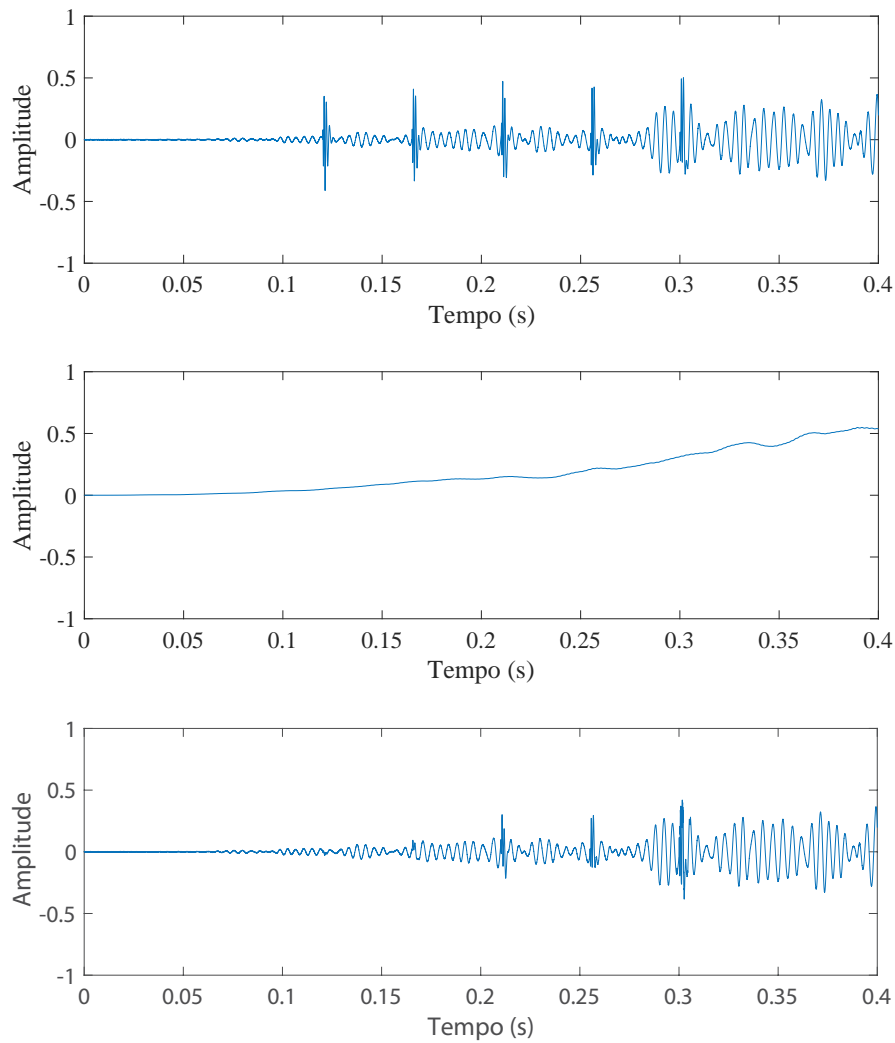


Figura 5.11: Aplicação do controle de amplitude em função da energia .

## 5.4 Algoritmo para modelação do torso

Após se obter os algoritmos para a respiração e crepitação, é agora abordado o último algoritmo definido pelos requisitos, que é a simulação de auscultação em todo o torso, em que se aplica a respiração normal e SAP. Nesta fase apenas se modela a superfície do torso, visto que é efetivamente a fonte sonora do som captado pelo estetoscópio.

Para os subsequentes modelos estabelece-se um sistema de coordenadas cartesiano relativas, face ao torso humano, pelo qual se defini um ponto de origem na linha da 6<sup>a</sup> artéria condroesternal (abscissa) e linha médio-esternal (ordenada). Deforma a clarificar a sua posição apresenta-se a figura 5.12. Este ponto é meramente uma referência, pois não possui associação a qualquer ponto usado na terminologia médica.

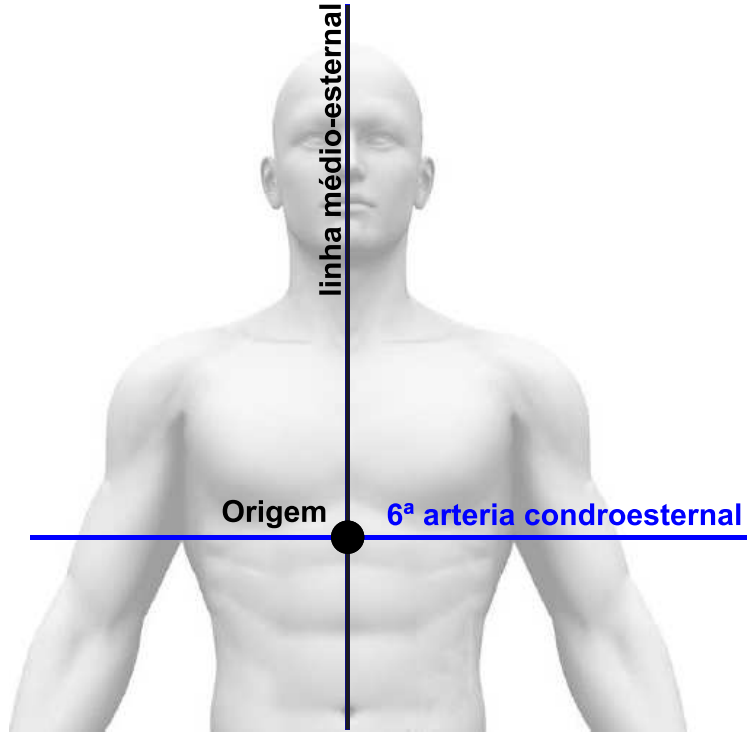


Figura 5.12: Ponto de origem para referencia na modelação

#### 5.4.1 Modelação da respiração em função da localização

Sabe-se que a respiração normal é escutada predominantemente sobre os pulmões e é atenuada em função da distância a que é feita a auscultação, pelo que é definido uma matriz de atenuação para a respiração normal.

Para demonstrar a aplicação da matriz ao modelo da respiração apresenta-se a figura 5.13 que tem uma matriz de dimensão menor, sobreposta ao torso. Na figura os pontos vermelho representam zonas onde o som da respiração é quase nulo, os amarelos zonas onde é possível escutar mas com alguma atenuação e por fim os verdes que são todos os pontos onde é escutado o som da respiração sem nenhuma atenuação.

$$\text{Modelação Amplitude} = \begin{bmatrix} 0.1 & 0.5 & 0.5 & 0.1 \\ 1 & 1 & 1 & 1 \\ 0.5 & 1 & 1 & 0.5 \\ 0.1 & 0.5 & 0.5 & 0.1 \end{bmatrix}$$



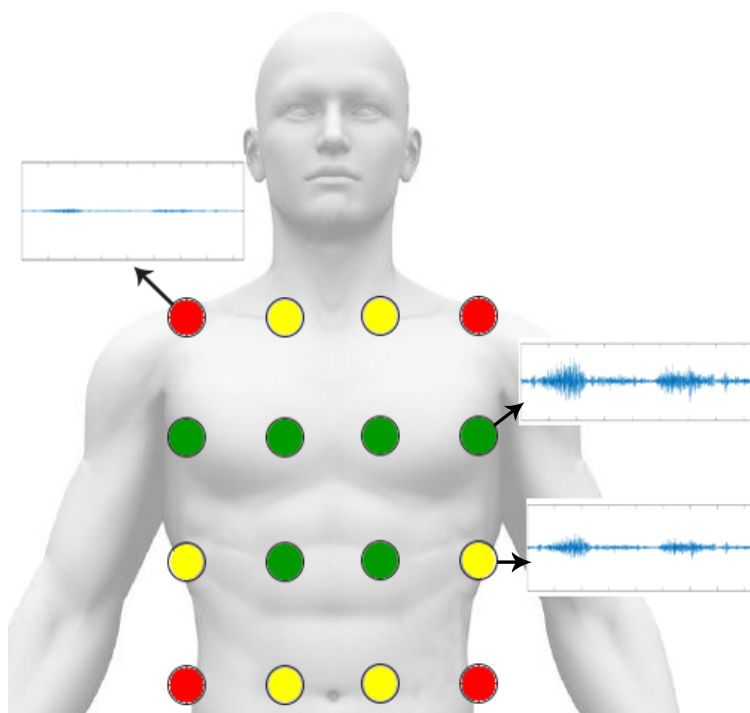


Figura 5.13: Exemplo da matriz (4x4) de atenuação da respiração normal.

A imagem serve como elemento de demonstração, já que o número de pontos é estipulado pela dimensão da matriz, que por sua vez é alterável em função da densidade pretendida (número de pontos auscultáveis), para a leitura do estetoscópio, a figura (5.14) exemplifica uma matriz de maior dimensão (densidade).

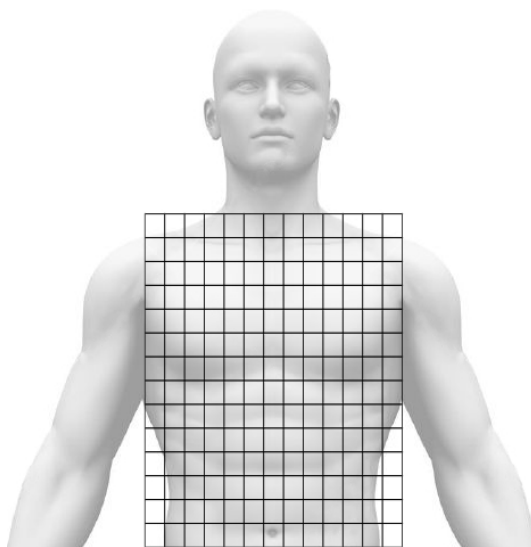


Figura 5.14: Exemplo duma matriz de maior dimensão

### 5.4.2 Modelação de crepitações em função da localização

Assim como na respiração usa-se uma matriz de atenuação para modelar a amplitude das crepitações em função da posição do estetoscópio. No entanto, este segue um modelo é diferente, dado que as crepitações tem um ponto de origem que varia consoante a localização da doenças (vias afetadas).

Na figura 5.15 apresenta-se o exemplo duma matriz de atenuação, onde o ponto de origem é indicado pela cor azul, o verde locais sem atenuação, amarelo local com alguma atenuação e vermelho ausência de crepitações,

A matriz para as crepitações, ao contrário da respiração sofre uma atenuação severa e não se propaga de forma igual, isto deve-se ao facto das crepitações se localizam nas zonas inferiores<sup>4</sup> do pulmão, não sendo escutadas fora destas.

$$\text{Matriz de atenuação} = \begin{bmatrix} 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0.5 & 0.5 \\ 0 & 0.5 & 1 & 1 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix}$$

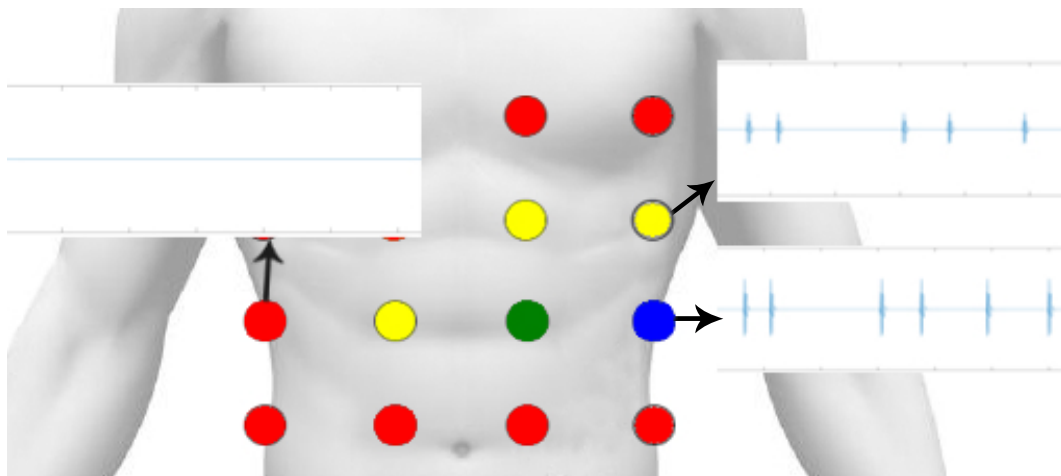


Figura 5.15: Matriz (4x4) de atenuação das crepitações.

## 5.5 Protótipo desenvolvido

A figura 5.16 apresenta o protótipo do simulador de auscultação pulmonar desenvolvido em MATLAB (Anexo C), neste é possível selecionar o torso e escutar o som respiratório correspondente ao selecionado. É ainda possível alterar os parâmetros para gerar diferentes sons (de acordo com a doença a simular).

<sup>4</sup>Devido à acumulação de fluídos na base dos pulmões

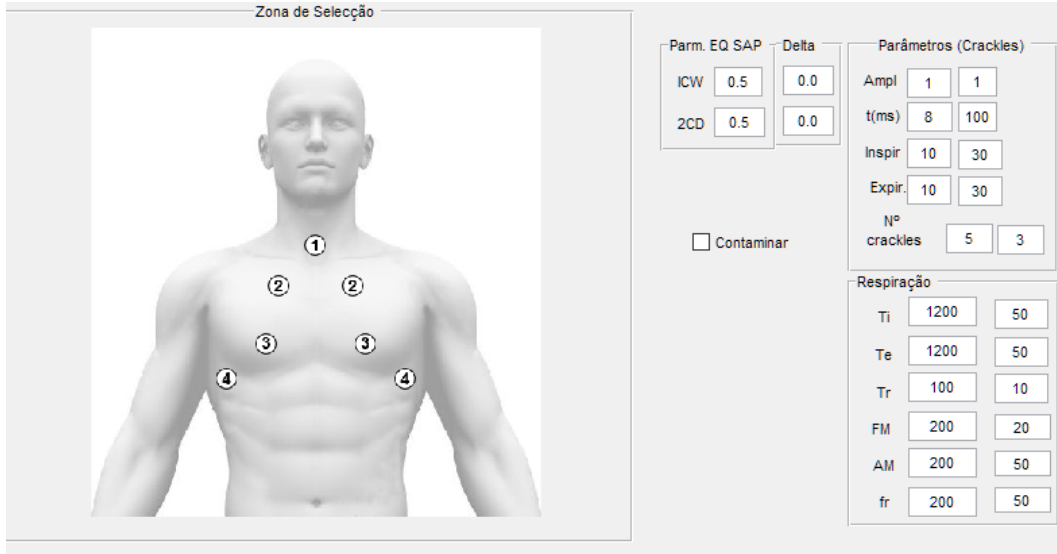


Figura 5.16: Simulador de auscultação pulmonar desenvolvido.

## 5.6 Reprodução de sons respiratórios

Partindo do simulador desenvolvido é agora recriado os sons respiratórios, para determinado de forma subjetiva o seu realismo através da comparação com sons reais previamente gravados.

A primeira análise segue o algoritmo desenvolvido para a síntese de respiração normal, em que sons respiratórios normais foram disponibilizados para análise foram gravados a partir de gravação multi canal dum paciente saudável.

Para aproximar o mais possível o som obtido por síntese do real, optou-se por replicar a duração da inspiração, expiração e repouso para cada ciclo. No entanto, a sua identificação não é precisa, pelo que se identificou através da análise visual e auditiva do som. A figura 5.17 demonstra o sinal da respiração em conjunto com a análise de energia, para uma interpretação visual dos tempos de ciclo, pelo que os valores obtidos são aprestados na tabela 5.2.

Tendo em conta que se pretende replicar os tempos de ciclo de forma exata e sem variabilidade, é assumido que não há variação entre ciclos ( $\Delta T_i = 0$ ,  $\Delta T_e = 0$  e  $\Delta T_r = 0$ ).

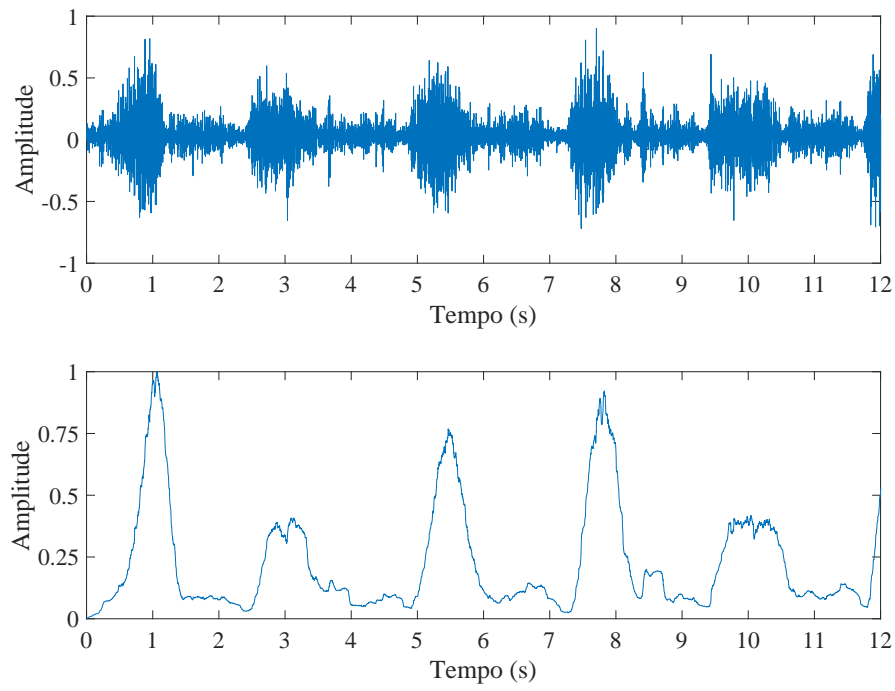
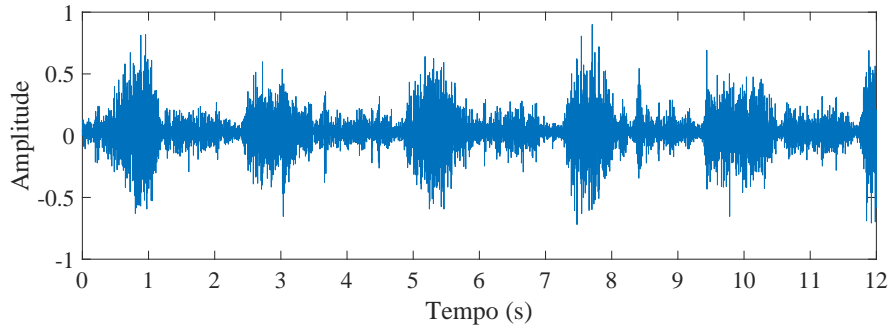


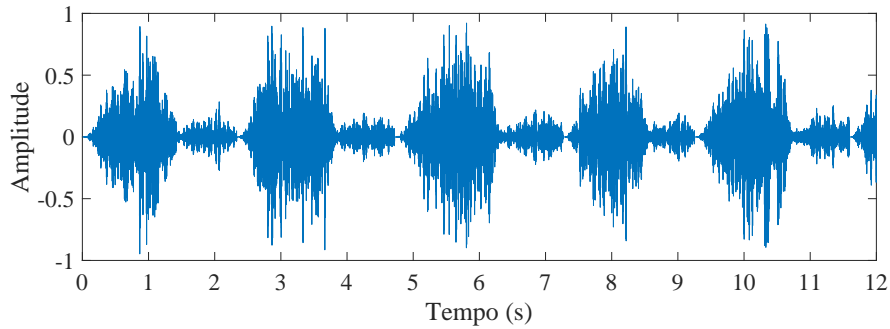
Figura 5.17: Som normal real obtido por aquisição multi-canal

Nº do Ciclo	$T_i(ms)$	$T_e(ms)$	$T_r(ms)$
1	1202	880	200
2	1277	821	239
3	1345	946	205
4	1037	775	125
5	1218	914	160

Tabela 5.2: Tempos de ciclo do som normal.



(a) Som respiratório normal real disponibilizado



(b) Som normal obtido por síntese

Figura 5.18: Comparação do som real com o obtido por síntese

Analisando os sinais anteriores é possível perceber que apesar dos tempos de ciclo coincidirem e o realismo se aproximar, há uma clara diferença na transição da inspiração para a expiração. Já que no som real a transição é menos notável e mais "suave", ao contrário da obtida por síntese que é feita de forma abrupta.

Outro aspecto no som obtido por síntese é o tempo de repouso, no qual o som é fortemente atenuado, no entanto, o som real possui algum ruído de fundo.

### 5.6.1 Mistura de som normais com crepitações

Para o teste das crepitações é impossível fazer a sua comparação diretamente, já que as crepitações fazem parte do som real gravado, pelo que para comparação é necessário fazer a mistura das crepitações com o som respiratório normal.

Para comparação do realismo usa-se o som dum paciente com bronquiectasia, onde as crepitações estão presente na fase inspiratória. A primeira abordagem para comparar o som real (Bronquiectasia) e o obtido por síntese é igualar os tempos de ciclo (figura 5.19), pelo que novamente tem-se a tabela 5.3, com os respetivos valores e assumindo  $\Delta T_i = \Delta T_e = \Delta T_r = 0$ .

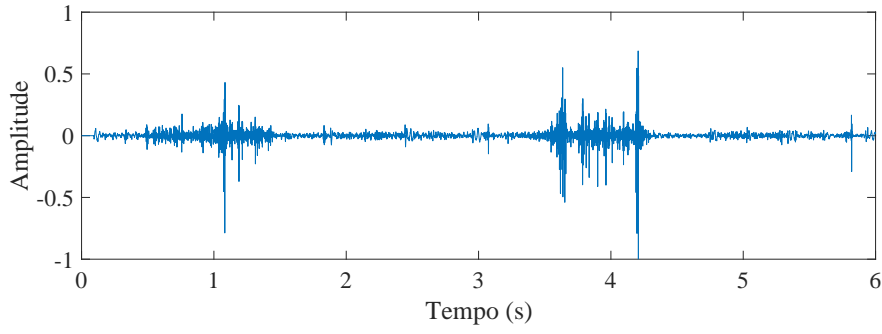


Figura 5.19: Som real da doença bronquiectasia

Nº do Ciclo	$T_i(ms)$	$T_e(ms)$	$T_r(ms)$
1	1546	1486	162
2	1089	949	96
3	1345	1135	117
4	1198	862	82

Tabela 5.3: Tempos de ciclo Bronquiectasia.

Já para o algoritmo das crepitações sabe-se que existem pelo menos 10 crepitações  $\pm 5$  no meio da inspiração ([35 a 75% ]) e nenhuma na expiração .

$$\text{Localização temporal} = \begin{matrix} & T_0 & T_1 \\ \begin{matrix} Insp. \\ Expi. \end{matrix} & \begin{bmatrix} 35\% & 75\% \\ 0\% & 0\% \end{bmatrix} \end{matrix}$$

$$\text{Nº de Crepitações} = \begin{bmatrix} N_c & \Delta N_c \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 10 & \pm 5 \end{bmatrix}$$

Para os parâmetros gerais não é possível determinar exatamente a amplitude e tempo de crepitação ( $A_c$  e  $T_c$ ) assim como as suas variações ( $\Delta a_c$  e  $\Delta t_c$ ), pelo que estipula-se  $A_c = 1$ ,  $T_c = 10$  ms,  $\Delta a_c = 1$ ,  $\Delta t_c = 50$  ms, com base na análise auditiva.

$$\text{Parâmetros gerais} = \begin{bmatrix} A_c & \Delta a_c \\ T_c & \Delta t_c \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1 & 1 \\ 10ms & 50ms \end{bmatrix}$$

Para determinar os parâmetros de entrada do modelo matemático de Kiyokawa et al., seguiu-se o artigo [48], que define para a bronquiectasia  $ICW = 1.5$  ms e  $2CD = 9$  ms.

Após se definir todos parâmetros do algoritmo de síntese aplica-se a mistura com o som

da respiração normal obtida por síntese, cujo resultado é apresentado na figura 5.20.

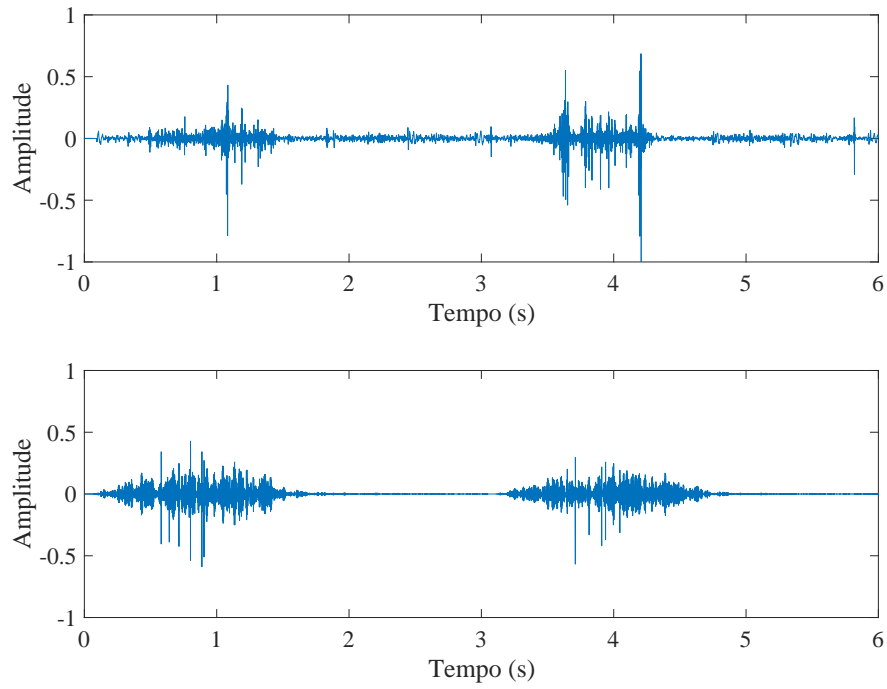


Figura 5.20: Comparação do som real com o obtido por síntese (bronquiectasia)

É possível observar as crepitações inseridas na respiração normal e que o som escutado possui algumas similaridades face ao real, no entanto, seria necessário recorrer a especialistas na área da auscultação pulmonar para validar o seu realismo.





## Capítulo 6

# Conclusões

A auscultação pulmonar permanece uma ferramenta de diagnóstico médico de enorme importância. Face à crescente exigência de qualidade na formação clínica, torna-se desejável o emprego (sistemático) de simulação. Além do impacto positivo nos formandos, que são confrontados com situações "reais" de forma segura e sistemática, o que facilita a avaliação adequada das competências adquiridas.

Apesar da grande procura e desenvolvimento de simuladores clínicos, a área da auscultação pulmonar carece de simuladores que abranja um vasto leque de doenças. É possível constatar este problema analisando os simuladores, atualmente disponíveis no mercado, que dispõem de um numero muito limitado de sons respiratórios (normais e adventícios). Isto advém do facto de recorrerem a sons previamente gravados, cuja aquisição e caracterização requer um grande esforço. Como solução aos presentes problemas, propôs-se o uso de algoritmos de síntese para a geração e manipulação dos sons, permitindo assim uma maior variabilidade e um maior controlo dos parâmetros dos sons respiratórios apresentados.

Com base nos requisitos elaborados com o auxílio de docentes da área da enfermagem da Escola Superior de Saúde da Universidade de Aveiro, a opção pelos modelos de síntese surge reforçada. Por permitir a auscultação em qualquer parte do torso e mais importante ainda, permite ao formador um controlo total sobre o sinal que o formando está a ouvir durante a auscultação.

Para a síntese de som de respiração normal e sibilo foi usado como ponto de partida o modelo proposto por Lu et al. (2011), que propõe uma combinação de modulação em amplitude e em frequência, para gerar o som respiratório normal e um som respiratório com sibilos, através do mesmo modelo matemático com uma diferente parametrização. No entanto revelou-se impossível replicar os resultados obtidos pelo autor usando as equações e parâmetros apresentados, mesmo após a eliminação de algumas gralhas detetadas no artigo.

Face à dificuldade em contactar os autores para esclarecer os problemas encontrados, procedeu-se a adaptações que permitiram melhorar a qualidade subjetivamente do sinal de respiração normal. Já para a síntese do sibilo os resultados não se aproximaram nem puderam ser melhorados.

Para a síntese de crepitações abordaram-se os modelos propostos por Du et al. 1997 e por Kiyokawa et al. (2001), cujos resultados foram positivos em ambos os casos. Como a interpretação dos parâmetros apresentados no modelo de Kiyokawa et al. (2001) tem uma base fisiológica, sendo possível simular várias patologias, este foi o modelo escolhido.

Nos algoritmos desenvolvidos os parâmetros dos modelos são ajustáveis de forma probabilística, aumentando o realismo dos sinais sintetizados. O formador pode alterar os valores propostos para os parâmetros, bem como a sua variabilidade o que lhe permite controlar, por exemplo, o grau de severidade das patologias simuladas,

No algoritmo de síntese de respiração é possível o controlo sobre os tempos de ciclo (inspiração, expiração e repouso), o que permite criar pequenas variações entre cada ciclo respiratório.

No que se refere à síntese de crepitações o algoritmo desenvolvido permite controlar a densidade, tipo e severidade. Além disso, o perfil energético das crepitações é adaptado à intensidade do som respiratório.

Para a geração de som em função da posição do estetoscópio, usou-se uma matriz para controlo da amplitude face à posição.

### **Trabalho Futuro**

Face ao presente estado do trabalho desenvolvido, as principais frentes de trabalho são:

Revisão do modelo proposto para síntese dos sibilos e elaboração dum algoritmo similar ao abordado para as crepitações.

Desenvolvimento da interface com o utilizador, para permitir a especificação fácil e eficiente de cenários de formação.

Desenvolvimento e implementação dos algoritmos num software de simulação educativa, para utilização em dispositivos moveis (*tablet*). Aplicação do *software* em conjunto com um manequim, para determinar a posição real do estetoscópio.

Testes de validação subjetiva por profissionais e formadas na área de auscultação pulmonar.

Síntese dos restantes sons adventícios (ronco e atrito pleural) e o respetivos algoritmos de síntese, de forma equivalente ao desenvolvido para a crepitação.

Melhoramento do algoritmo da respiração normal, de forma a ter em conta o efeito dos diversos tecidos que envolvem os pulmões e permitir auscultar nas partes laterais e posterior.

# Bibliografia

- [1] Samuel Lapkin et al. *Effectiveness of Patient Simulation Manikins in Teaching Clinical Reasoning Skills to Undergraduate Nursing Students: A Systematic Review*. 2010. DOI: 10.1016/j.ecns.2010.05.005.
- [2] History O F Cardiology. “Before cardiac MRI: Rene Laennec (1781–1826) and the invention of the stethoscope”. Em: 14.5 (2007), pp. 518–519.
- [3] SaúdeExperts. *A ausculta pulmonar — SaúdeExperts*. URL: <http://saudeexperts.com.br/ausculta-pulmonar/> (acedido em 10/01/2017).
- [4] E Burns, K Korn e J Whyte. *Oxford American Handbook of Clinical Examination and Practical Skills*. 2011. ISBN: 9780195389722. URL: <http://books.google.com/books?hl=en&lr=&id=otRoAgAAQBAJ&oi=fnd&pg=PP1&dq=Oxford+American+Handbook+of+Clinical+Examination+and+Practical+Skills&ots=TdJ2Jv2vfJ&sig=PMJuAIi0I1bqcwqWaK\UJiS636A>.
- [5] *estetoscopio*. URL: <http://saudeexperts.com.br/wp-content/uploads/2016/04/estetoscopio.png> (acedido em 31/01/2017).
- [6] Germano Emílio Conceição Souza Vitor Oliveira Carvalho e C. “O estetoscópio e os sons pulmonares: uma revisão da literatura”. Em: *Review Literature And Arts Of The Americas* 86.4 (2007), pp. 224–231.
- [7] *Bronchovesicular #201*. URL: <https://www.easyauscultation.com/cases?coursecaseorder=8&courseid=201> (acedido em 26/01/2017).
- [8] F. Dalmay et al. “Acoustic properties of the normal chest”. Em: *European Respiratory Journal* 8.10 (1995), pp. 1761–1769. ISSN: 09031936. DOI: 10.1183/09031936.95.08101761.
- [9] Prenhall. *Normal and Adventitious Breath Sounds*. URL: <http://wps.prenhall.com/> (acedido em 02/01/2017).
- [10] R Loudon e R L Murphy. “Lung sounds.” Em: *The American review of respiratory disease* 130.4 (1984), pp. 663–73. ISSN: 0003-0805. DOI: 10.1016/S0196-0644(97)70237-3. URL: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/6385790>.
- [11] Roberto Roncon-Albuquerque Júnior e Adelino Leite Moreira. “Auscultação Pulmonar e Espirometria”. Em: *Faculdade de Medicina da Universidade do Porto* (2002). URL: <http://ccfmup06-12.med.up.pt/files/fisiologia/AuscPulm.pdf>.

- [12] N Meslier, G Charbonneau e JL Racineux. “Wheezes”. Em: *Eur. Respir. J.* 8.11 (1995), pp. 1942–1948. ISSN: 09031936. DOI: 10.1183/09031936.95.08111942. URL: <http://erj.ersjournals.com/content/8/11/1942.short>.
- [13] JR. Henry Gong. “Wheezing and Asthma”. Em: (1990), pp. 203–206. URL: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK358/>.
- [14] Maria Laura Ocampo, Julio Alberto Alejandro Salmón e Verónica Daniela Noguera Dra Olga Catalina Zabala. “Bronquiectasias: Revision Bibliografica”. Em: 1 182 (2008).
- [15] A R Nath e L H Capel. “Lung crackles in bronchiectasis.” Em: *Thorax* 35.9 (1980), pp. 694–699. ISSN: 0040-6376. DOI: 10.1136/thx.35.9.694.
- [16] Melake Demena et al. “Pulmonary Tuberculosis”. Em: (2004), p. 86.
- [17] Diagnosis O F Bron, Chial Stenosis e Complicating Pulmonary. “Diagnosis of bronchial stenosis complicating pulmonary tuberculosis.” Em: (), pp. 218–223.
- [18] Jorge Guimarães. “Diretriz de Embolia Pulmonar”. Em: *Sociedade Brasileira de Cardiologia* (2004), pp. 2–9. ISSN: 0066-782X. DOI: 10.1590/S0066-782X2004002000001. URL: <http://publicacoes.cardiol.br/consenso/2004/Embolia.asp>.
- [19] Jay H Ryu, Eric J Olson e Patricia a Pelikka. “Clinical Recognition of Pulmonary Embolism: Problem of Unrecognized and Asymptomatic Cases”. Em: *Mayo Clinic Proceedings* 73.9 (1998), pp. 873–879. ISSN: 00256196. DOI: 10.4065/73.9.873. URL: <http://dx.doi.org/10.4065/73.9.873>{\%}5Cnhttp://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0025619611637956.
- [20] R L Murphy. “Auscultation of the lung: past lessons, future possibilities.” Em: *Thorax* 36.2 (1981), pp. 99–107. ISSN: 0040-6376. DOI: 10.1136/thx.36.2.99. URL: <http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=471451>{\&}tool=pmcentrez{\&}rendertype=abstract.
- [21] Abraham Bohadana, Gabriel Izicki e Steve S Kraman. “Fundamentals of lung auscultation.” Em: *New England Journal of Medicine* 370.8 (2014), pp. 744–51. ISSN: 1533-4406. DOI: 10.1056/NEJMra1302901. URL: <http://www.nejm.org/doi/abs/10.1056/NEJMra1302901>{\%}5Cnhttp://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24552321.
- [22] M Munakata et al. “Spectral and waveform characteristics of fine and coarse crackles.” Em: *Thorax* 46.9 (1991), pp. 651–7. ISSN: 0040-6376. DOI: 10.1136/thx.46.9.651. URL: <http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=463357>{\&}tool=pmcentrez{\&}rendertype=abstract.
- [23] Styliani A. Taplidou e Leontios J. Hadjileontiadis. “Wheeze detection based on time-frequency analysis of breath sounds”. Em: *Computers in Biology and Medicine* 37.8 (2007), pp. 1073–1083. ISSN: 00104825. DOI: 10.1016/j.combiomed.2006.09.007.
- [24] C&S Solutions. *Medical Software & Educational Resources for Medical Students*. 2016. URL: <http://www.cssolutions.biz/> (acedido em 25/01/2017).

- [25] Littmann. *3M<sup>TM</sup> Littmann® Educational CD, Learning Lung Sounds - 3M<sup>TM</sup> Littmann® Stethoscopes - 3M Europe*. 2017. URL: [http://solutions.3m.com/wps/portal/3M/en{\\\_}EU/3M-Littmann-EMEA/stethoscope/stethoscope-catalog/catalog/{~}/3M-Littmann-Educational-CD-Learning-Lung-Sounds?N=5153440+3294857473+4294958582{\&}rt=d](http://solutions.3m.com/wps/portal/3M/en{\_}EU/3M-Littmann-EMEA/stethoscope/stethoscope-catalog/catalog/{~}/3M-Littmann-Educational-CD-Learning-Lung-Sounds?N=5153440+3294857473+4294958582{\&}rt=d) (acedido em 23/01/2017).
- [26] Stethographics. *Stethographics Home Page*. URL: <http://www.stethographics.com/> (acedido em 31/01/2017).
- [27] Stethographics. *Learning Lung Sounds*. URL: [http://www.stethographics.com/main/products{\\\_}ls{\\\_}overview.html](http://www.stethographics.com/main/products{\_}ls{\_}overview.html) (acedido em 15/01/2017).
- [28] Bing Yuh Lu et al. “Combination of frequency and amplitude-modulated model for the synthesis of normal and wheezing sounds”. Em: *Australasian Physical and Engineering Sciences in Medicine* 34.4 (2011), pp. 449–457. ISSN: 01589938. DOI: 10.1007/s13246-011-0105-1.
- [29] M Du, F H Y Chan e F K Lam. “Crackle Detection and Classification Based on Matched Wavelet Analysis”. Em: *Transform* 1638.C (1997), pp. 1638–1641. ISSN: 1001-5515. DOI: 10.1109/IEMBS.1997.757031.
- [30] H. Kiyokawa et al. “Auditory detection of simulated crackles in breath sounds”. Em: *Chest* 119.6 (2001), pp. 1886–1892. ISSN: 00123692. DOI: 10.1378/chest.119.6.1886.
- [31] Wikipedia. *Amplitude modulation — Wikipedia, The Free Encyclopedia*. [Online; accessed 27-October-2017]. 2017. URL: [https://en.wikipedia.org/w/index.php?title=Amplitude\\_modulation&oldid=799612484](https://en.wikipedia.org/w/index.php?title=Amplitude_modulation&oldid=799612484).
- [32] *Analog Communication Amplitude Modulation*. URL: [https://www.tutorialspoint.com/analog\\_communication/analog\\_communication\\_amplitude\\_modulation.htm](https://www.tutorialspoint.com/analog_communication/analog_communication_amplitude_modulation.htm) (acedido em 01/12/2017).
- [33] Wikipedia. *Double-sideband suppressed-carrier transmission — Wikipedia, The Free Encyclopedia*. [Online; accessed 21-October-2017]. 2017. URL: [https://en.wikipedia.org/w/index.php?title=Double-sideband\\_suppressed-carrier\\_transmission&oldid=802165433](https://en.wikipedia.org/w/index.php?title=Double-sideband_suppressed-carrier_transmission&oldid=802165433).
- [34] Wikipedia. *Single-sideband modulation — Wikipedia, The Free Encyclopedia*. [Online; accessed 21-October-2017]. 2017. URL: [https://en.wikipedia.org/w/index.php?title=Single-sideband\\_modulation&oldid=799212475](https://en.wikipedia.org/w/index.php?title=Single-sideband_modulation&oldid=799212475).
- [35] Wikipedia. *Frequency modulation — Wikipedia, The Free Encyclopedia*. [Online; accessed 29-October-2017]. 2017. URL: [https://en.wikipedia.org/w/index.php?title=Frequency\\_modulation&oldid=806953585](https://en.wikipedia.org/w/index.php?title=Frequency_modulation&oldid=806953585).
- [36] Wikimedia Commons. *File:Illustration of Frequency Modulation.png — Wikimedia Commons, the free media repository*. [Online; accessed 28-October-2017]. 2011. URL: [https://commons.wikimedia.org/w/index.php?title=File:Illustration\\_of\\_Frequency\\_Modulation.png&oldid=58624262](https://commons.wikimedia.org/w/index.php?title=File:Illustration_of_Frequency_Modulation.png&oldid=58624262).

- [37] Bing-Yuh Lu et al. *Combination of frequency and amplitude-modulated model for the synthesis of normal and wheezing sounds*. Dez. de 2011. DOI: 10.1007/s13246-011-0105-1. URL: <http://link.springer.com/10.1007/s13246-011-0105-1> (acedido em 01/07/2017).
- [38] Wikipedia. *Square wave* — *Wikipedia, The Free Encyclopedia*. [Online; accessed 29-October-2017]. 2017. URL: [https://en.wikipedia.org/w/index.php?title=Square\\_wave&oldid=807192813](https://en.wikipedia.org/w/index.php?title=Square_wave&oldid=807192813).
- [39] Eric W. Weisstein. *Fourier Series–Triangle Wave*. URL: <http://mathworld.wolfram.com/FourierSeriesTriangleWave.html>.
- [40] Wikipedia. *44,100 Hz* — *Wikipedia, The Free Encyclopedia*. 2017. URL: [https://en.wikipedia.org/w/index.php?title=44,100\\_Hz&oldid=806755062](https://en.wikipedia.org/w/index.php?title=44,100_Hz&oldid=806755062).
- [41] Wikipedia. *Nyquist–Shannon sampling theorem* — *Wikipedia, The Free Encyclopedia*. 2017. URL: [https://en.wikipedia.org/w/index.php?title=Nyquist%E2%80%9993Shannon\\_sampling\\_theorem&oldid=808012147](https://en.wikipedia.org/w/index.php?title=Nyquist%E2%80%9993Shannon_sampling_theorem&oldid=808012147).
- [42] Wikipedia. *Nyquist rate* — *Wikipedia, The Free Encyclopedia*. 2017. URL: [https://en.wikipedia.org/w/index.php?title=Nyquist\\_rate&oldid=782015249](https://en.wikipedia.org/w/index.php?title=Nyquist_rate&oldid=782015249).
- [43] Volker Gross et al. “The Relationship between Normal Lung Sounds , Age , and Gender”. Em: 162 (2000), pp. 905–909.
- [44] G Dorantes-Mendez et al. “Imaging of simulated crackle sounds distribution on the chest.” Em: *Conference proceedings : ... Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Conference 2008.c* (2008), pp. 4801–4804. ISSN: 1557-170X. DOI: 10.1109/IEMBS.2008.4650287.
- [45] Raymond L Murphy, S K Holford e W C Knowler. “Visual lung-sound characterization by time-expanded wave-form analysis.” Em: *The New England journal of medicine* 296.17 (1977), pp. 968–71. ISSN: 0028-4793. DOI: 10.1056/NEJM197704282961704. URL: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/846543>.
- [46] R. K. Sawant e A. A. Ghatol. “Classification of Respiratory Diseases Using Respiratory Sound Analysis”. Em: *International Journal of Signal Processing Systems* 4.1 (2015). ISSN: 23154535. DOI: 10.12720/ijsp.4.1.62-66. URL: <http://www.ijsp.com/index.php?m=content&c=index&a=show&catid=41&id=150>.
- [47] Malay Sarkar et al. “Auscultation of the respiratory system”. Em: *Annals of Thoracic Medicine* 10.3 (2015), p. 158. ISSN: 1817-1737. DOI: 10.4103/1817-1737.160831. URL: <http://www.thoracicmedicine.org/text.asp?2015/10/3/158/160831>.
- [48] P. Piirila et al. “Crackles in patients with fibrosing alveolitis, bronchiectasis, COPD, and heart failure”. Em: *Chest* 99.5 (1991), pp. 1076–1083. ISSN: 00123692. DOI: 10.1378/chest.99.5.1076.

- [49] Jonathan Maslan e James Mims. “What is asthma”. Em: *Otolaryngologic clinics of North America* 47.1 (2014), pp. 13–22.
- [50] Jesús Armando Sánchez-godoy. *Principles of Pulmonary Protection in Heart Surgery*. Ed. por Edmo Atique Gabriel e Tomas Salerno. London: Springer London, 2010, pp. 9–27. ISBN: 978-1-84996-307-7. DOI: 10.1007/978-1-84996-308-4. URL: <http://link.springer.com/10.1007/978-1-84996-308-4>.





# Apêndice A

## Formas de onda de sons pulmonares

Respiratory Sound	Amplitude-Time Plot	
	Unexpanded time	Expanded time
<b>A Tracheal Sound</b> White noise Typical frequency, 100–5000 Hz Drop of energy at 800 Hz		
<b>B Normal (Vesicular) Lung Sound</b> Low-pass-filtered noise Typical frequency, 100–1000 Hz Drop of energy at 200 Hz		
<b>C Bronchial Breathing</b> Strong expiratory component An intermediate sound between tracheal and normal breathing		
<b>D Stridor</b> Sinusoid Fundamental frequency, >500 Hz		
<b>E Wheeze</b> Sinusoid Typical frequency, >100–5000 Hz Typical duration, >80 msec		
<b>F Rhonchus</b> Sinusoid Typical frequency, about 150 Hz Typical duration, >80 msec		
<b>G Fine Crackle</b> Rapidly dampened wave deflection Typical frequency, about 650 Hz Typical duration, about 5 msec		
<b>H Coarse Crackles</b> Rapidly dampened wave deflection Typical frequency, about 350 Hz Typical duration, about 15 msec		
<b>I Pleural Friction Rub</b> Rhythmic succession of short sounds Typical frequency, <350 Hz Typical duration, >15 msec		
<b>J Squawk</b> Sinusoid Typical frequency, 200–300 Hz Typical duration, about 200 msec Followed or preceded by crackles		



## Apêndice B

# Resultados da implementação do modelo para a síntese de sibilo

Neste anexo é demonstrado os sinais obtidos após a aplicação dos parâmetros dos sibilos. É novamente apresentado o diagrama para a síntese de sibilo (figura B.1) para facilitar a localização dos sinais gerados.

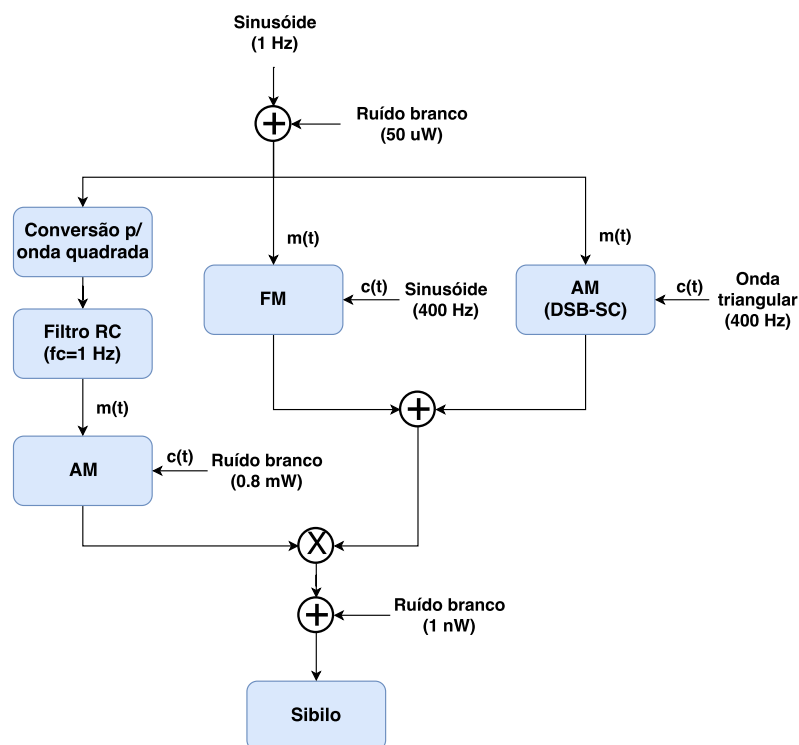


Figura B.1: Síntese de sibilos segundo o modelo Lu et al.

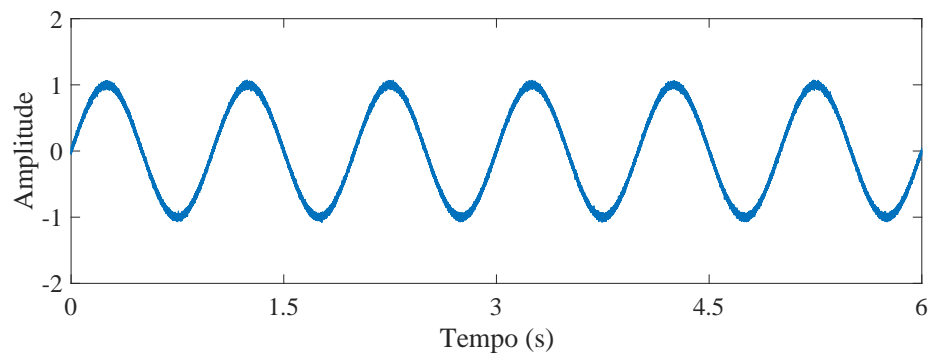
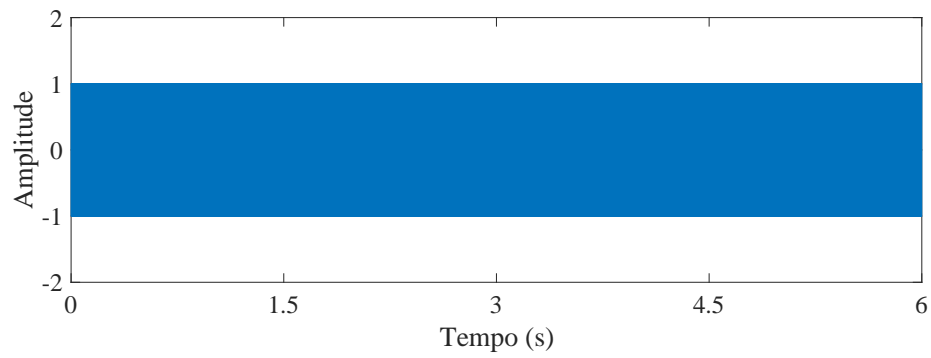
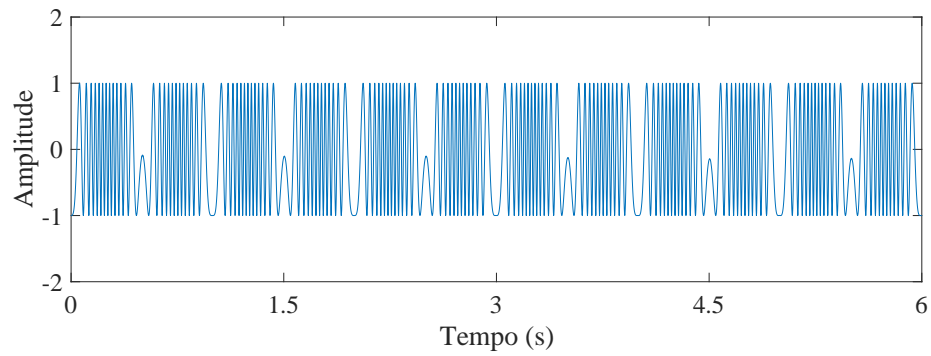


Figura B.2: Ciclo com ruído branco.

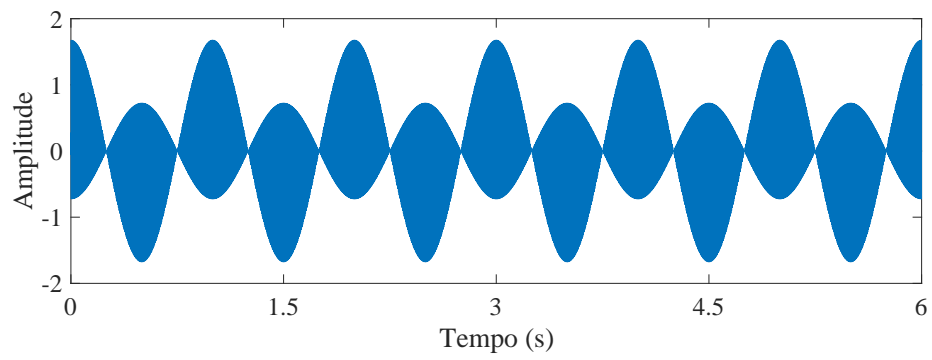


(a) FM Lu et al.

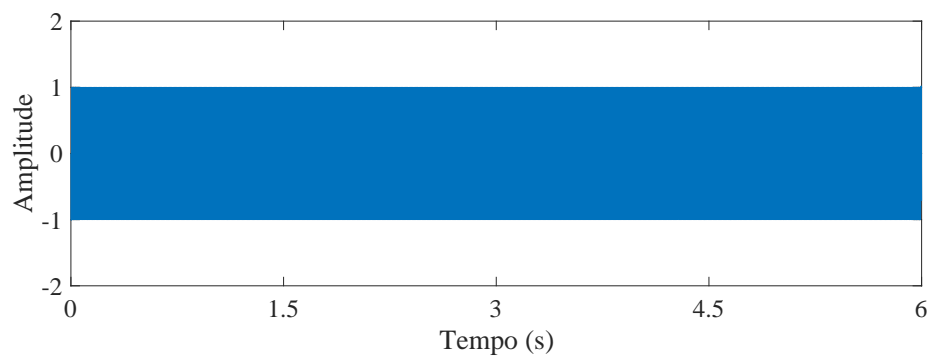


(b) FM proposta de correção

Figura B.3: Comparação da componente FM .

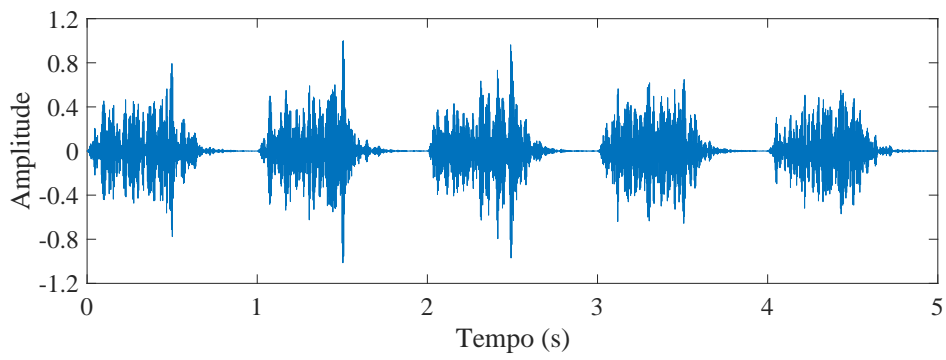


(a) AM segundo as equações de *Yuh Lu*

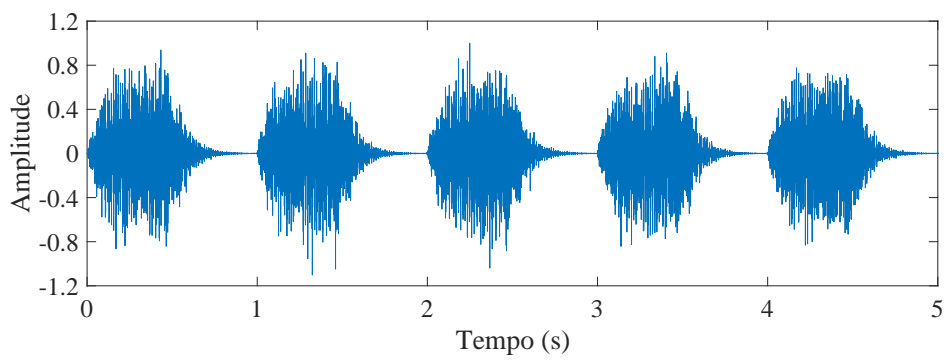


(b) AM proposta de correção

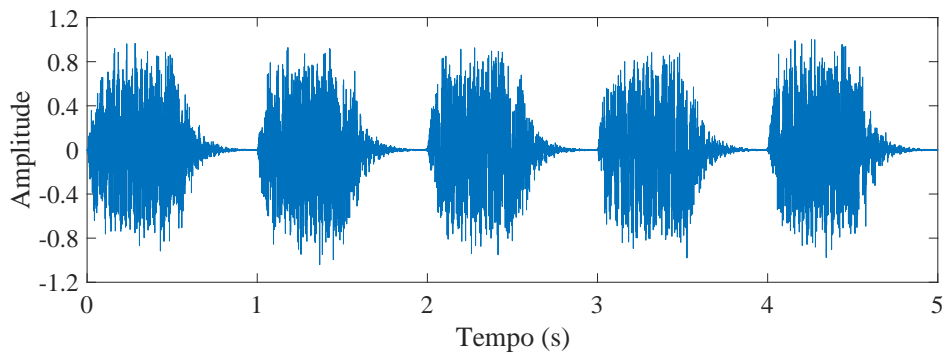
Figura B.4: Comparação da componente AM.



(a) Sibilos Lu et al.



(b) Sibilos proposta de correção



(c) Sibilos (ficheiro de áudio [37])

Figura B.5: Sinal final da síntese de sibilos.

## Apêndice C

### Código

O código desenvolvido está disponível na pasta `codigo`, juntamente com o material necessário a sua execução.

Para abrir a aplicação deve ser executado o ficheiro `"AuscultacaoPulmonar.m"`, com o *software* MATLAB R2016b ou equivalente.

Para escutar um som respiratório deve ser selecionada o ponto de auscultação pretendido na figura que representa o torso, através do rato (botão esquerdo). Já no caso do som adventício é necessário selecionar previamente a *checkbox* "Contaminar" e escolher novamente o ponto de auscultação. É possível alterar o som gerado através da manipulação dos parâmetros apresentados .

Estes anexos só estão disponíveis para consulta através do CD-ROM.  
Queira por favor dirigir-se ao balcão de atendimento da Biblioteca.

Serviços de Biblioteca, Informação Documental e Museologia  
Universidade de Aveiro